

# 医学影像和医学图像处理

刘 惠 郭冬梅 邱天爽  
赵一平 刘 向 孔子璇  
罗佳文 周 杨 谭 丽  
曲晓峰 李 响

编著

電子工業出版社

Publishing House of Electronics Industry

北京 • BEIJING

## 内 容 简 介

本书是关于医学影像学 and 医学图像处理相结合的著作。医学影像学部分涵盖 X 线、CT、MRI、超声、核素显像五类医学影像，着重分析各类影像的成像原理和临床应用。医学图像处理部分包括医学图像处理的基本概念、图像增强、图像分割、图像配准、图像可视化几个主要部分。

本书使用了大量的高质量临床医学影像数据，并由经验丰富的临床医师解读，尽可能全面涵盖目前医学图像处理和计算机辅助诊断领域所涉及医学影像学内容，加强医学图像特有问题的研究与介绍，力图为仅具有工科背景的研究者快速掌握影像知识提供捷径。

本书提供可靠的临床依据，适合具有理工科背景的医学图像处理初学者，以及从事医学图像处理和计算机辅助诊断研究的科研工作者。

未经许可，不得以任何方式复制或抄袭本书之部分或全部内容。

版权所有，侵权必究。

## 图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像和医学图像处理/刘惠等编著. —北京：电子工业出版社，2013.10

ISBN 978-7-121-21705-0

I. ①医… II. ①刘… III. ①影像诊断—影像图—图象处理—高等学校—教材 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2013) 第 247269 号

责任编辑：曲 昕

印 刷：

装 订：

出版发行：电子工业出版社

北京市海淀区万寿路 173 信箱 邮编 100036

开 本：787×1092 1/16 印张：16 字数：368 千字

印 次：2013 年 10 月第 1 次印刷

定 价：49.00 元

凡所购买电子工业出版社图书有缺损问题，请向购买书店调换。若书店售缺，请与本社发行部联系，联系及邮购电话：(010) 88254888。

质量投诉请发邮件至 [zltz@phei.com.cn](mailto:zltz@phei.com.cn)，盗版侵权举报请发邮件至 [dbqq@phei.com.cn](mailto:dbqq@phei.com.cn)。

服务热线：(010) 88258888。



# 前 言

随着现代科学技术，特别是电子信息技术与计算机技术的进步，医学影像技术和医学图像处理技术得到了飞速的发展，并且越来越成为现代临床医学诊断与治疗的有力工具和核心支撑技术。

自 1895 年德国物理学家伦琴发现 X 线的一百多年来，医学成像与医学影像技术逐步形成、发展与完善。特别是近 30 年来，除了 X 线医学影像技术继续得到发展以外，CT、MRI、超声和核素显像技术与设备均经历了产生、应用和不断改进的过程。医学影像诊断已从单一依靠形态变化进行诊断发展成为集形态、功能、代谢改变为一体的综合诊断体系。与此同时，诸如心脏和脑的磁源成像等新技术和诸如分子影像学等新的学科分支也在不断涌现，医学成像与影像学的范畴仍在不断发展和扩大之中。

尽管现代医学成像与医学影像技术及设备已经取得了巨大的成功，但是另一方面，受到成像机理和技术材料等的限制，由现行医学影像设备所得到的医学影像在许多方面还存在不尽如人意之处。例如，某些影像的空间分辨率不够高，某些影像的信噪比不够好，某些影像需要多模态融合才能更好地进行诊断，等等。上述这些问题的存在，在某种程度上阻碍了医学影像技术的进一步应用，同时也为医学图像处理技术的发展提供了用武之地。作为数字图像处理技术的一个重要分支，医学图像处理技术对于改善医学影像的视觉质量，实现影像中重要部位的自动分割、提取与识别，完成多模态医学影像的互补与融合等工作具有极其重要的作用。

本书是关于医学影像学 and 医学图像处理相结合的著作。全书分为两大部分，即“医学影像学部分”和“医学图像处理部分”。其中，医学影像学部分主要涵盖了 X 线、CT、MRI、超声、核素显像五类医学影像，着重分析介绍各类医学影像的成像原理和临床应用，力图尽可能全面地概括近年来计算机辅助诊断领域探索的医学影像问题，为读者理解医学影像的特点和临床应用实例奠定基础。书中涉及的医学影像均为作者近几年在临床工作中获取的第一手资料，且经过经验丰富的临床影像医师的筛选，图像清晰，可读性强。

本书的医学图像处理部分从图像处理基础入手，包括了医学图像处理基本概念、图像增强、图像分割、图像配准、图像可视化几个主要部分。内容既注重数字图像处理的基础性概念，以适合初学者；又以医学图像为主要研究对象，突出医学图像的特点，有的放矢，具有专业特色。此外，本书提供的用于分析处理的实例图像均来自临床数据，为读者进行医学图像处理及今后开展计算机辅助诊断的研究，提供了技术储备。

本书作为国内医学影像学 with 医学图像处理两大领域密切结合的一本著作，具有以下主要特点。

第一，本书面向的读者群以医学图像处理的初学者为主，在系统介绍数字图像处理，特别是医学图像处理的基本理论与方法的基础上，着重加强了医学图像特有问题的研究与介绍，还特别加强了有关医学成像与医学影像学诊断的内容，这是一般数字图像处理

著作少有涉及的，也是某些医学图像处理著作中未能系统介绍的。例如，DICOM 图像格式是一种典型的医学影像格式，一般的图像处理著作均不加以考虑，而本书则进行了较为详细的介绍。这样的安排有助于读者既掌握数字图像处理特别是医学图像处理的基本理论与方法，又对于医学影像的成像机理及基于医学影像的临床诊断有较深入系统的了解。

第二，本书关于医学成像与医学影像学的介绍，既不失系统性，又避免面面俱到。尽可能全面地涵盖目前医学图像处理和计算机辅助诊断领域所涉及的医学影像学内容，力图为仅具有工科背景的研究者快速掌握影像知识提供捷径。

第三，本书使用了大量的高质量临床医学影像数据，并由经验丰富的临床医师解读，不仅确保了影像的质量，且为进一步处理分析提供可靠的临床依据。

第四，本书的作者为具有丰富临床经验的医师和多年从事医学图像处理及计算机辅助诊断研究的科研工作者。两部分作者经过长期的实质性科研合作，使得本书的两部分内容能够有机衔接，避免了简单拼凑。

本书的各章节编写人员包括：医学影像部分为郭冬梅、赵一平、孔子璇、罗佳文、周杨、曲晓峰、李响，医学影像处理部分为刘惠、邱天爽、刘向、谭丽，全书由邱天爽统稿。

感谢大连理工大学电子信息与电气工程学部生物医学工程系领导及各位老师对本书编写工作给予的关怀和支持，感谢大连理工大学教材建设出版基金对本书出版的资助，特别感谢硕士研究生李珂、柳怡萍、邵莹、石小秒、纪虎、梁丁、王鹏、于苗、史益新、陈龙等同学为本书的编写提供的计算机仿真、资料搜集和书稿校对。

总之，本书是数字图像处理技术专家与临床影像学医师共同合作的结晶，为具有理工科基础的初学者及其他读者提供了一个学习掌握医学影像学和医学图像处理技术的平台。相信本书的出版问世，将有力地促进医学影像技术和医学图像处理技术的进一步发展与相互促进，希望借此对人类健康和社会进步起到推动作用。

编著者  
2013 年 10 月

# 目 录

## 医学影像学部分

第 1 章 X 线诊断 .....	2
1.1 X 线成像 .....	2
1.1.1 X 线成像原理 .....	2
1.1.2 X 线成像技术 .....	3
1.2 X 线成像的临床应用 .....	4
1.2.1 胸部病变 .....	4
1.2.2 腹盆部病变 .....	13
1.2.3 骨关节病变 .....	16
第 2 章 CT 诊断 .....	27
2.1 CT 成像 .....	27
2.2 CT 的临床应用 .....	29
2.2.1 中枢神经系统病变 .....	29
2.2.2 头颈部病变 .....	37
2.2.3 胸部病变 .....	43
2.2.4 腹盆部病变 .....	49
2.2.5 骨关节病变 .....	60
第 3 章 MRI 诊断 .....	65
3.1 MRI 成像原理 .....	65
3.1.1 MRI 技术原理和基本概念 .....	65
3.1.2 MRI 图像特点 .....	66
3.1.3 MRI 检查技术 .....	67
3.1.4 MRI 的优点和限制 .....	69
3.1.5 MRI 成像中的伪影 .....	69
3.1.6 MRI 设备 .....	69
3.2 MRI 的临床应用 .....	70
3.2.1 中枢神经系统病变 .....	70
3.2.2 头颈部病变 .....	77
3.2.3 胸部病变 .....	81
3.2.4 腹盆部病变 .....	83

3.2.5 骨关节病变 .....	94
<b>第4章 超声诊断</b> .....	99
4.1 超声诊断原理 .....	99
4.2 超声临床应用 .....	99
4.2.1 乳腺病变 .....	99
4.2.2 甲状腺超声诊断 .....	102
4.2.3 腹部病变超声诊断 .....	105
<b>第5章 核素显像诊断</b> .....	113
5.1 核素显像原理 .....	113
5.1.1 放射性核素显像基础 .....	113
5.2 SPECT .....	116
5.2.1 SPECT 结构与原理 .....	116
5.2.2 临床应用 .....	117
5.2.3 影像分析 .....	120
5.3 PET .....	121
5.3.1 PET 成像原理 .....	121
5.3.2 PET 常用显像剂 .....	122
5.3.3 肿瘤显像 .....	123
5.3.4 神经科学 .....	124

## 医学图像处理部分

<b>第6章 医学图像基础</b> .....	126
6.1 图像像素、空间分辨率和亮度分辨率 .....	126
6.2 数字图像类型及文件存储格式 .....	128
6.2.1 数字图像类型 .....	128
6.2.2 文件存储格式 .....	129
6.3 图像的亮度直方图 .....	132
6.3.1 直方图的概念 .....	132
6.3.2 直方图的用途 .....	133
6.4 图像的编码方法 .....	134
6.4.1 彩色编码 .....	134
6.4.2 伪彩色与假彩色 .....	136
6.5 医学图像的基本运算 .....	137
6.5.1 医学图像的亮度变换 .....	137
6.5.2 医学图像的几何运算（平移、旋转、缩放） .....	139
6.5.3 医学图像的变换（傅里叶、离散余弦、小波） .....	139
6.6 图像的插值技术 .....	143
6.6.1 插值的概念 .....	143

---

6.6.2 插值方法 .....	144
<b>第 7 章 医学图像增强 .....</b>	<b>148</b>
7.1 一些基本的灰度变换 .....	148
7.1.1 线性灰度变换 .....	148
7.1.2 分段线性灰度变换 .....	150
7.1.3 对数变换 .....	151
7.1.4 幂次变换 .....	151
7.2 医学图像的直方图增强 .....	152
7.2.1 直方图增强的概述 .....	152
7.2.2 直方图均衡化 .....	152
7.2.3 直方图规定化 .....	155
7.3 医学图像的空域滤波增强 .....	157
7.3.1 空间滤波增强的概述 .....	157
7.3.3 空间域锐化 .....	158
7.4 医学图像的频域滤波增强 .....	159
7.4.1 低通滤波器 .....	159
7.4.2 高通滤波器 .....	160
7.5 其他图像增强算法 .....	160
7.5.1 数学形态学灰度增强方法 .....	160
7.5.2 模糊增强方法 .....	161
<b>第 8 章 图像分割 .....</b>	<b>162</b>
8.1 医学图像分割概念 .....	162
8.2 边缘检测技术 .....	163
8.2.1 并行边缘检测技术 .....	163
8.2.2 串行边缘检测技术 .....	169
8.3 阈值分割技术 .....	171
8.3.1 全局阈值法 .....	171
8.3.2 局部阈值法 .....	175
8.3.3 动态阈值法 .....	177
8.4 区域分割技术 .....	178
8.4.1 区域生长 .....	178
8.4.2 区域分裂合并 .....	179
8.5 聚类分割技术 .....	180
8.5.1 $K$ -均值聚类算法 .....	180
8.5.2 模糊 $C$ 均值算法 .....	181
8.6 基于形态学的分水岭技术 .....	183
8.6.1 分水岭基本概念 .....	183
8.6.2 分水岭分割算法 .....	185

8.7 基于形变模型的分割技术 .....	186
8.7.1 参数形变模型 .....	186
8.7.2 几何形变模型 .....	189
8.8 医学图像分割技术的评估 .....	193
<b>第 9 章 医学图像配准</b> .....	<b>197</b>
9.1 医学图像配准定义 .....	197
9.1.1 数学模型 .....	197
9.1.2 医学图像配准定义的概念 .....	197
9.2 医学图像配准的基本框架 .....	198
9.2.1 特征空间 .....	199
9.2.2 搜索空间（几何变换） .....	200
9.2.3 搜索算法 .....	203
9.2.4 相似性测度 .....	203
9.3 医学图像配准的主要方法及其分类 .....	205
9.4 常用的医学图像配准方法 .....	207
9.4.1 基于特征点的图像配准方法 .....	207
9.4.2 基于表面的图像配准方法 .....	208
9.4.3 基于像素的图像配准方法 .....	209
9.4.4 基于变换域的图像配准方法 .....	211
9.5 医学图像配准中灰度值插值技术 .....	212
9.6 医学图像配准方法的评估 .....	214
<b>第 10 章 医学图像可视化技术</b> .....	<b>217</b>
10.1 医学图像可视化技术概述 .....	217
10.1.1 医学图像可视化技术的产生 .....	217
10.1.2 医学图像可视化的应用 .....	218
10.1.3 医学图像可视化的分类 .....	218
10.2 医学图像可视化的过程 .....	219
10.3 面绘制技术 .....	222
10.3.1 表面表达与绘制方法 .....	222
10.3.2 体素模型与等值面的定义 .....	222
10.3.3 移动立方体算法 .....	223
10.3.4 discretized marching cubes 算法 .....	231
10.3.5 marching tetrahedra 算法和剖分立方体算法 .....	234
10.4 体绘制 .....	235
10.4.1 光线投射算法（ray-casting） .....	235
10.4.2 错切变形算法（shear-warp） .....	237
10.4.3 抛雪球算法（splatting） .....	240
10.5 可视化平台 .....	240
<b>参考文献</b> .....	<b>243</b>



# 医学影像学部分

# 第 1 章 X 线诊断

## 1.1 X 线成像

### 1.1.1 X 线成像原理

#### 1. X 线的产生

X 线是由高速运行的电子群撞击物质突然受阻时产生的。X 线的产生是使 X 线管灯丝加热，产生自由电子并云集在阴极附近。当向 X 线管两极提供高压电时，阴极与阳极的电势差陡增，处于活跃状态的自由电子，成束以高速由阴极向阳极行进，撞击阳极钨靶而发生能量转换，其中仅约 1% 的能量形成 X 线，其余 99% 左右的能量则转换为热能，由散热设施散发。

#### 2. X 线的特性

X 线是波长很短的电磁波，X 线与临床医学成像有关的主要特性如下。

##### 1) 穿透作用

X 线的穿透能力与 X 线波长有关，波长越短，X 线的穿透作用越强。同时，X 线的穿透力还与被照体的结构（密度和厚度）有关，X 线对人体各种组织结构穿透力的差别是 X 线成像的基础。

##### 2) 荧光作用

X 线作用于荧光物质，使波长短的 X 线转换成波长较长的可见荧光，这种转换叫做荧光效应，是 X 线透视检查的基础。

##### 3) 感光作用

涂有溴化银的胶片经 X 线照射后感光，产生潜影，经显影处理，感光的溴化银离子（ $\text{Ag}^+$ ）还原成金属银（ $\text{Ag}$ ），并沉淀于胶片的胶膜片上呈黑色，未感光的溴化银显出胶片片基的透明本色，产生黑白不同的影像，是 X 线摄影的基础。

##### 4) 电离作用

X 线可使空气产生正负离子而成为导体，空气的电离程度同空气所吸收的 X 线量成正比，因此，测量电离的程度可计算 X 线的照射量。

##### 5) 生物效应

生物细胞在一定量的 X 线照射下，可产生抑制、损害甚至坏死，称为 X 线的生物效应，是放射治疗学的基础，也是进行 X 线检查时需要注意防护的原因。

#### 3. X 线成像原理

1) X 线能使人体在荧光屏上或胶片上形成影像，必须具备三个基本条件

① X 线要具备一定的穿透力；



② 被穿透的组织结构必须存在密度和厚度的差异,从而导致穿透物质后剩余 X 线量的差别;

③ 有差别的剩余 X 线量,仍为不可见的,必须经过载体(如 X 线片、荧屏等)的过程才获得有黑白对比、层次差异的 X 线影像。

2) 人体组织结构根据其密度的高低及其对 X 线吸收的不同可分三类

① 骨骼比重高、吸收 X 线量多, X 线片上骨骼部位显示白色,称为高密度影像;

② 软组织包括皮肤、肌肉、结缔组织等,彼此之间密度差别不大, X 线片上显示灰白色,称为中等密度影像;脂肪及气体,脂肪组织较一般软组织密度低,在 X 线片上显示灰黑色;

③ 气体吸收 X 线最少,在 X 线片上呈深黑色,称为低密度影像。

### 1.1.2 X 线成像技术

X 线成像技术主要包括普通 X 线摄影、数字化 X 线摄影技术及特殊 X 线摄影,其中数字化 X 线摄影技术包括计算机 X 线摄影(computed radiography, CR)和数字 X 线摄影(digital radiography, DR),特殊 X 线摄影主要包括钼靶 X 线摄影。普通 X 线摄影是传统 X 线摄影技术,现基本已被数字化 X 线摄影技术所取代。

#### 1. CR

##### 1) 工作原理

CR 是 X 线平片数字化的比较成熟的技术,使用可记录并由激光读出 X 线影像信息的影像板(image plate, IP)作为载体,经 X 线曝光及信息读出处理,形成数字式平片影像。

##### 2) 优点与不足

CR 系统实现了常规 X 线摄影信息的数字化,能够提高图像的分辨和显示能力。可采用计算机技术实施各种图像后处理功能,增加显示信息的层次。可降低 X 线摄影的辐射剂量,有利于实现 X 线摄影信息的数字化储存、再现及传输。CR 的不足是时间分辨率较差,不能满足动态器官和结构的显示,另外,CR 的空间分辨率低于传统的 X 线屏一片系统。

#### 2. DR

##### 1) 工作原理

DR 是在 X 线电视系统的基础上,利用计算机数字化处理,使模拟视频信号经过采样和模/数转换后直接进入计算机形成数字化矩阵图像。数字 X 线摄影包括硒鼓方式、直接数字 X 线摄影和电荷耦合器件摄影机阵列方式等多种方式。DR 的应用范围与 CR 基本相同。

##### 2) 优点与不足

DR 图像具有较高分辨率,图像锐利度好,细节显示清楚;放射剂量小,曝光宽容度大;与 CR 相同,DR 也可根据临床需要进行各种图像后处理,能够直接进入图像存档

与传输系统（picture archiving and communicating system, PACS），便于临床应用、教学与远程会诊。

### 3. 乳腺钼靶 X 线摄影

乳腺钼靶 X 线摄影包括钼靶平片和乳腺导管造影。以金属钼作为 X 射线管的阳极靶面，其发射的射线具有波长较长、穿透力较弱及衰减系数较高的特点，适宜于软组织摄影。乳腺大部分结构均属软组织范围，故钼靶适宜于乳腺检查。乳腺的常规投照体位包括侧位、轴位、斜位，必要时加照腋下位。

乳腺导管造影的目的在于了解有无乳管扩张及其原因。

## 1.2 X 线成像的临床应用

### 1.2.1 胸部病变

胸部病变检查技术包括 X 线胸部透视、摄片、CR、DR。正位（后前位）、侧位是胸部最常见的投照体位；CR、DR 体位与摄片相同。

#### 1. 正常胸部 X 线平片

##### 1) 胸廓

##### (1) 软组织

胸锁乳突肌及锁骨上皮肤褶皱：胸锁乳突肌影表现为自胸骨柄斜向后上方的带状阴影，密度均匀，边缘光滑。锁骨上皮肤褶皱影表现为位于锁骨上缘，并与锁骨平行，宽 3~5 mm 的均匀软组织密度阴影。

胸大肌：胸大肌影表现为双肺中野外侧斜向腋窝的扇形密度增高阴影。

女性乳房与乳头：表现为位于双肺下野，下缘清晰，上缘密度逐渐减低的半圆形的高密度阴影。乳头影表现为一般位于第 5 前肋间，呈双侧对称的小圆形阴影。

伴随阴影：胸膜在肺尖的返折处及胸膜外的软组织沿第 1、2 肋骨下缘形成 1~2 mm 宽，边缘清晰的线状阴影。

##### (2) 骨骼

肋骨：肋骨 12 对，自后上向前下倾斜。后肋轮廓清晰、密度较高，前肋轮廓相对模糊、密度较淡。肋软骨：未钙化的肋软骨不显影。肋软骨钙化表现为与肋骨呈条状连接的斑点状高密度影。20 岁后第一肋软骨最先出现钙化，随着年龄增长，其他肋软骨自下而上依次发生钙化。

锁骨及肩胛骨：胸锁关节由锁骨内侧端与胸骨柄构成。“菱形窝”指锁骨的内侧下缘，菱形韧带附着处的半圆形凹陷。后前位胸片时，若双肩前旋不足，双侧肩胛骨内侧与肺野会有不同程度的重叠。

胸骨与胸椎：后前位像上，只有胸骨柄的两侧可突出于上纵隔，可显示 1~4 胸椎。

##### 2) 气管及支气管

气管：在后前位像上位于纵膈中部，上缘自第 6~7 颈椎水平，至第 5~6 胸椎水平分为左、右主支气管，气管分杈角度为 60°~80°。

隆突：左、右主支气管下壁交界处，隆突角锐利，一般不大于  $90^\circ$ 。

支气管及分支：可显示左右主支气管，主支气管以下分支不能显示。

### 3) 肺

肺野：后前位像上自纵膈肺门向外的透光区域。沿第2、4前肋下缘水平画线将肺野分为上中下肺野，从肺门到一侧肺野的最外部纵行均分内、中、外三带。

肺纹理：由肺动脉、肺静脉及支气管形成，表现为自肺门向外周放射状分布的树枝状阴影，立位时下肺野纹理较粗。

肺门：肺门影由肺动脉、肺静脉、支气管、淋巴组织构成，主要成分是肺动脉和肺静脉。右肺门的上部由右上肺动脉及肺静脉分支构成，下部由右下肺动脉构成。右肺门上下部的夹角称为右肺门角。左肺门由左肺动脉及上肺静脉的分支构成。后前位像上，左肺门略高于右肺门。侧位像上，右肺门多位于前方，左肺门位于后方。

肺的分叶：横裂和斜裂将右肺分为上叶、中叶和下肺叶，斜裂将左肺分为上、下肺叶，左肺上叶又分为上部与舌部。

肺段：右肺有10个肺段，左肺有8个肺段。每个肺段有与其名称一致的段支气管。肺段呈尖端指向肺门，底部位于肺周围呈圆锥形。正常的肺段之间无清楚的边界。

### 4) 胸膜

正常胸膜一般不显影。斜裂叶间胸膜在侧位胸片上显示为自后上向前下的细线状阴影。水平裂叶间胸膜在后前位胸片上显示约在第4前肋水平的横行细线状阴影。

### 5) 纵膈

纵膈位于两肺之间，上部为胸廓入口，下缘为膈，前部为胸骨，后部为胸椎。

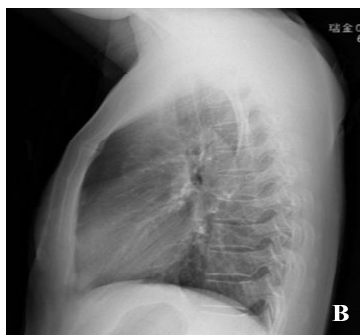
纵膈分区：前纵膈位于胸骨后，气管、升主动脉、心脏之前。食管前壁是中后纵膈的分界。胸骨柄下缘至第4胸椎体下缘连线与第4前肋端至第8胸椎体下缘的连线将纵膈分为上、中、下纵膈。

### 6) 横膈

横膈呈圆顶状，轮廓光滑，一般右膈高于左膈  $1\sim 2\text{ cm}$ 。横膈内侧与心脏形成心膈角，横膈外侧与胸壁形成清晰锐利的肋膈角。侧位像上横膈与前胸壁形成前肋膈角，与后胸壁形成后肋膈角，后肋膈角低于前肋膈角（图1.2.1）。



A 为胸部正位片



B 为胸部侧位片，示胸廓对称，纵膈居中，双肺纹理清晰，心影不大，双侧肋膈角锐利

图 1.2.1 正常胸部平片

## 2. 正常乳腺钼靶 X 线表现

**乳头与乳晕：**乳头呈密度较高的类圆形影，一般两侧对称，位于锥形乳腺的顶端和乳晕的中央；乳晕呈盘状高密度影，位于乳头周围。乳晕区的皮肤较厚。

**皮肤及皮下脂肪层：**皮肤呈略高密度线样影，光滑整齐，厚度为 0.5~3 mm；皮下脂肪层呈低密度透光带，位于皮肤下方，宽度约 5~25 mm，其内交错、纤细而密度较淡的线样影为纤维间隔、血管及悬吊韧带。

**浅筋膜浅层与悬吊韧带：**浅筋膜浅层位于皮下脂肪层与腺体组织间，呈连续的细线样影，线样影有时呈锯齿状，悬吊韧带附着在齿尖部。乳腺组织被包裹在浅筋膜层和深层之间。悬吊韧带指浅筋膜浅层与皮肤间相连的网状束带。

**腺体组织：**每支乳管系统与相应乳叶对应，每侧乳腺有 15~20 个乳叶，乳叶含有很多小叶。X 线上的腺体呈片状致密影，边缘多较模糊，由许多小叶及其周围纤维组织间质融合而成。

**乳导管：**每侧乳腺有 15~20 支乳导管，开口于乳头，向乳腺深部呈放射状逐渐分支，最后终止于腺泡。X 线片上多能显示大导管，表现为均匀线样影，放射状自乳头向乳腺深部走行。

**乳后脂肪：**位于乳腺组织和胸壁之间，与胸壁平行，X 线上表现为线样透亮影，向上可追溯到腋部。

**血管：**在乳腺上部的皮下脂肪层中多能见到静脉影，乳腺动脉一般不显影。

**淋巴结：**乳腺内淋巴结一般不显影，偶尔可见圆形结节影，直径多小于 1 cm。腋前或腋窝淋巴结呈类圆形软组织密度影，边缘光滑（图 1.2.2）。

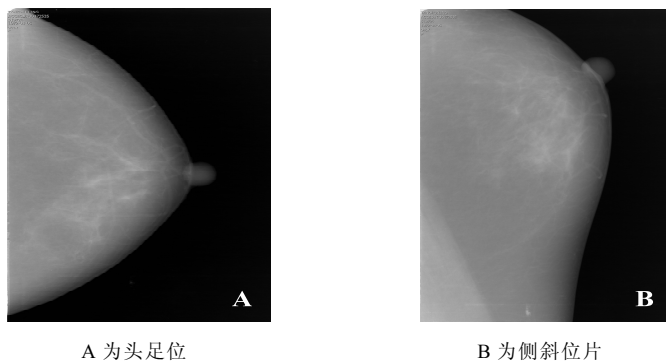


图 1.2.2 正常脂肪型乳腺

## 3. 常见疾病 X 线表现

### 1) 支气管扩张 (bronchiectasis)

#### (1) 临床与病理

支气管扩张是支气管内腔的异常增宽。少数为先天性，多数为支气管反复感染的继发改变或肺内纤维化病变牵拉而引起。大体病理形态上支气管扩张分为：柱状扩张、静脉曲张型支气管扩张、囊状扩张、混合性扩张。

#### (2) X 线平片表现

囊状支气管扩张呈囊状或蜂窝状影，表现为多个圆形或椭圆形薄壁透亮区，直径

为 0.5~3 cm, 有时可见囊底有小液平。

## 2) 气管、支气管异物 (foreign)

### (1) 临床与病理

多见于儿童, 支气管异物多发生在右侧支气管, 引起的病理改变有气道的机械性阻塞和炎症。

### (2) X线平片表现

不透X线的异物如金属制品、义齿等在胸部X线片上可显示其部位、形态和大小。气管内异物引起气管的呼气性活瓣性阻塞时, 两肺发生阻塞性肺气肿, 肺内含气量增多。支气管完全阻塞时, 可引起所属的一侧肺、肺叶或肺段的不张, 表现为一侧肺或某个肺叶、肺段的密度增高及体积缩小。

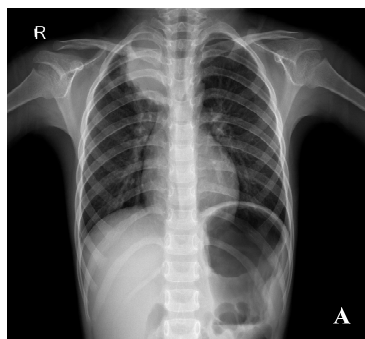
## 3) 大叶性肺炎 (lobar pneumonia)

### (1) 临床与病理

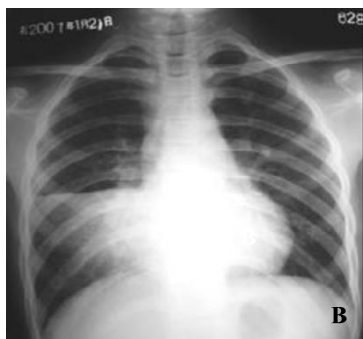
典型病理改变分为4期: 充血期、红色肝变期、灰色肝变期、消散期。

### (2) X线平片表现

充血期早期X线检查可为正常表现, 或仅可见局限的肺纹理增强。异常表现为肺内局限性的毛玻璃密度阴影及边缘模糊的淡片状阴影。红色及灰色肝变期(图 1.2.3), 整个肺叶、大部分肺叶或肺段呈密度增高的阴影, 阴影的密度均匀一致, 在大叶阴影内常可见含气支气管影像。消散期病变的逐渐减小, 阴影的密度减低, 但密度不均匀, 呈散在斑片状阴影。



A 右肺上叶片状致密影, 边界清晰、密度均匀



B 右肺下叶大片状致密影, 以水平裂为界, 密度均匀

图 1.2.3 大叶性肺炎

## 4) 支气管肺炎 (brochopneumonia)

### (1) 临床与病理

支气管肺炎又称为小叶性肺炎, 支气管黏膜发生充血、水肿及浆液性渗出, 进而累及呼吸性支气管及肺泡。

### (2) X线平片表现

肺纹理增强, 边缘模糊。沿肺纹理有模糊的小结节及斑片状阴影。肺腺泡实变呈边缘模糊的结节阴影, 直径约 5~8 mm, 肺小叶病变为 10~25 mm 的边缘模糊阴影。较大

斑片状阴影密度不均匀, 边缘模糊, 为多数小叶病变融合的影像。病灶多位于两肺下野内、中带。



图 1.2.4 肺脓肿

### 5) 肺脓肿 (pulmonary abscess)

#### (1) 临床与病理

由化脓菌引起的肺组织化脓坏死。病灶中心发生坏死、液化, 部分液化物经支气管排出后形成脓腔空洞。

#### (2) X 线平片表现

脓肿形成前, 有大片状模糊阴影, 多位于上叶后段及下叶背段, 靠近胸膜下。空洞形成后, 在大片阴影中有低密度区及气液平, 空洞的壁较厚, 空洞壁内缘光滑或不规则, 外缘模糊; 周围有斑片浸润阴影, 脓肿内可有空洞及液平 (图 1.2.4)。慢性肺脓肿为边界清楚的厚壁空洞, 或实性肿块内多发的小空洞。

右肺中叶片状致密影, 其内可见厚壁空洞, 空洞内可见气液平面。

### 6) 肺结核 (pulmonary tuberculosis)

肺结核是由结核杆菌引起的肺部感染性疾病, 是一种慢性传染病。基本病理改变包括渗出性、增殖性及变质性病变, 这三种病理改变往往同时存在, 可以其中一种为主。根据 2001 年中华人民共和国卫生行业标准分为五型, 其中第五型为肺外结核。

#### (1) 原发型肺结核 (I 型) (primary tuberculosis)

该病常见于儿童和青少年, 其 X 线平片表现如下。

原发综合征: 原发病灶表现为圆形、类圆形或斑片状边缘模糊阴影, 或为肺段、肺叶范围的阴影。肺内原发灶及肺门淋巴结增大, 在二者之间有时可见条索状阴影, 即结核性淋巴管炎。三者呈哑铃状, 原发灶、淋巴管炎与淋巴结炎之 X 线表现, 称为原发综合征。

胸内淋巴结结核: 原发灶吸收后或肺内原发灶非常轻微, 影像检查仅显示纵隔和(或)肺门淋巴结肿大。

#### (2) 血行播散型肺结核 (II 型) (hematogenous pulmonary tuberculosis)

临床与病理: 结核菌经肺动脉、支气管动脉或体静脉系统血行播散的肺结核。

X 线平片表现: 急性血行播散型肺结核, 又称急性粟粒型肺结核, 表现为两肺弥漫分布的粟粒样大小结节阴影, 其特点为结节的大小、密度和分布均匀, 即所谓“三均匀”, 大小一致的粟粒样致密阴影, 其直径为 1~3 mm, 呈圆形或椭圆形, 边界较为清楚 (图 1.2.5)。

亚急性及慢性血行播散型肺结核, 常为分布不均 (多见于上中肺野)、大小不等、密度不均 (软组织密度与钙化均可见) 的两肺多发结节, 有时可见纤维索条、胸膜增厚。

图 1.2.5 双肺弥漫分布的粟粒状结节影, 结节具有“三均匀”表现。

#### (3) 继发型肺结核 (III) (secondary pulmonary tuberculosis)

临床与病理: 肺结核中常见的类型, 大多见于成人, 多在肺尖、锁骨下区及下叶背段。病变中出现硬结钙化或索条影, 提示病灶愈合 (图 1.2.6)。

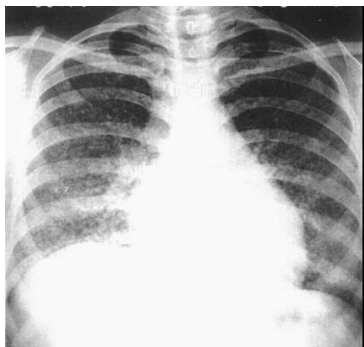


图 1.2.5 急性粟粒型肺结核



图 1.2.6 继发型肺结核

X线平片表现如下。

渗出浸润为主型：病灶大多呈斑片状或云絮状，好发于上叶尖后段和下叶背段，局限于一侧或两侧肺尖和锁骨下区。病灶边缘模糊，病灶内密度减低区为病灶溶解、空洞形成的表现。

干酪为主型：包括结核球和干酪性肺炎。结核球为干酪性病变被纤维组织所包围而成的球形病灶，呈圆形或椭圆形，大小多为 2~3 cm，轮廓多较光滑，密度较高且较均匀，结核球邻近可见卫星病灶。干酪性肺炎表现为肺段或肺叶实变，轮廓较模糊，与大叶性肺炎相似，以上叶多见。

空洞为主型：以纤维空洞、纤维性变及支气管播散病灶组成病变的主体。锁骨上下区有形状不规则的慢性纤维空洞，周围伴有较广泛的条索状纤维性改变和散在的新老不一的病灶。在同侧和/或对侧多可见斑点状的支气管播散病灶。常伴同侧肺门上提，肺纹理垂直向下呈垂柳状，肺的广泛纤维化及胸膜增厚引起同侧胸廓塌陷，邻近肋间隙变窄，纵隔被牵拉向患侧移位，肋膈角变钝。

图 1.2.6 双肺上叶多发斑点状钙化影。

#### (4) 结核性胸膜炎 (IV) (tuberculous pleuritis)

临床与病理：结核菌及代谢产物引起胸膜变态反应性炎症。分为干性胸膜炎和渗出性胸膜炎。

X线平片表现：无异常表现，或仅表现为肋膈角变钝，膈肌活动受限。渗出性胸膜炎表现为游离性或局限性胸腔积液，胸膜增厚、粘连、钙化。

#### 7) 错构瘤 (hamartoma)

临床与病理：属于肺内最常见的良性病变，错构瘤是内胚层与间胚层发育异常而形成的肿瘤样病变。

X线平片表现：表现为肺内孤立结节或肿块阴影，以 2~3 cm 多见，边缘光滑清楚，无明显分叶，部分病变内有钙化，典型的钙化呈爆米花样。

#### 8) 支气管肺癌 (bronchogenic carcinoma)

临床与病理：支气管肺癌即肺癌，是原发于支气管上皮、细支气管肺泡上皮及腺体的恶性肿瘤。包括鳞状细胞癌、小细胞癌、腺癌和大细胞癌四种病理组织类型。

大体病理形态分为三型：中央型肺癌，发生于肺段或肺段以上的支气管；周围型肺癌，发生于肺段以下的支气管，病理形态为肺内结节或肿块；弥漫型肺癌，指肿瘤在肺

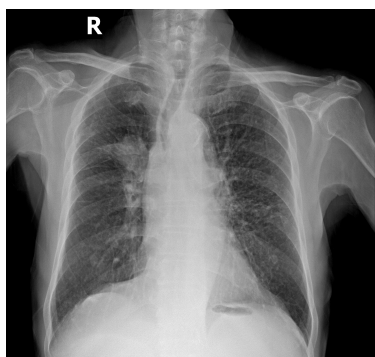


图 1.2.7 中央型肺癌

内弥散分布。中央型肺癌、周围型肺癌和弥漫型肺癌三型。

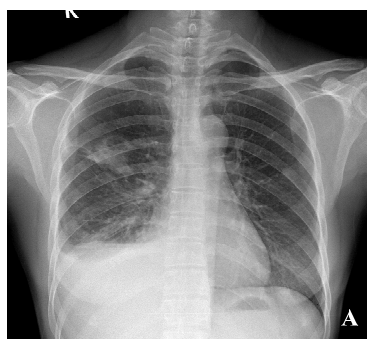
X 线平片表现如下。

中央型肺癌：早期阶段 X 线胸片上可无异常发现。中、晚期阶段可见如下征象（图 1.2.7）；肺门肿块阴影，肿块位于一侧肺门，凸向肺野，边缘清楚；支气管阻塞征象阻塞性肺气肿表现为肺叶体积增大，透明度增加，肺纹理稀疏。阻塞性肺炎为肺段、肺叶实变阴影。阻塞性肺不张为肺段、肺叶或一侧肺体积缩小、密度增高，周围结构向病变移位。

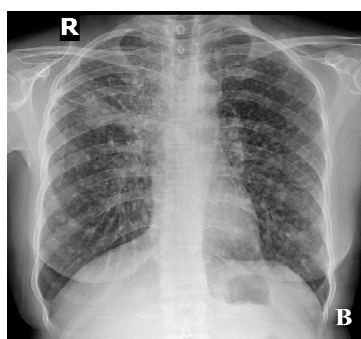
图 1.2.7 右侧肺门处肿块伴远端三角形肺不张。

周围型肺癌：多表现为肺内结节或肿块，肿瘤密度一般比较均匀，较大的肿瘤内部可发生坏死液化而形成空洞，空洞壁多为厚壁，内缘凹凸不平，有的形成结节（图 1.2.8）。肿瘤的边缘呈分叶状轮廓，称为分叶征。肿瘤侵犯支气管引起阻塞性肺炎。肿瘤体内的瘢痕组织牵拉邻近的脏层胸膜引起胸膜凹陷征，肿瘤侵犯邻近的胸膜引起局部胸膜增厚。

弥漫型肺癌：表现为两肺多发弥漫结节或斑片状影像或多发肺叶、段的事变影像。结节呈粟粒状大小至 1cm 不等，以两肺中下部较多。



A 右肺中叶厚壁空洞伴右侧胸腔积液



B 右肺不规则形团块影，伴双肺多发结节状转移

图 1.2.8 周围型肺癌

### 9) 肺转移瘤 (pulmonary metastasis)

临床与病理：肺是转移瘤的好发脏器。转移途径主要有血行和淋巴道转移。

X 线平片表现：血行转移为肺内单发或多发结节及肿块影（图 1.2.9），多见于两肺中下野，大小不等，病变边缘清楚，较大的肿块可有空洞；也可表现为两肺粟粒结节阴影。淋巴道转移表现为网状及多发细小结节影。

### 10) 胸内甲状腺肿 (intrathoracic goiter)

临床与病理：多位于胸骨后、气管前方。病理性质可为甲状腺肿、甲状腺囊肿或腺瘤。

X 线平片表现：胸内甲状腺肿位于前纵隔上部，在纵隔的一侧，可向两侧凸出。通常上端较宽大与颈部的软组织影相连续，上缘轮廓不清楚，气管受压向对侧移位，侧位示气管前有软组织肿块影，气管受压向后。



### 11) 胸腺瘤 (thymoma)

临床与病理：在前纵隔肿瘤中最常见。浸润性生长的胸腺瘤多呈扁圆形，轮廓凹凸不平及分叶状，易浸润胸膜。

X线平片表现：胸腺瘤多位于前纵隔中部、心脏底部与升主动脉交接部及肺动脉段区。肿瘤通常向纵隔一侧突出，较大的可向两侧突出。肿瘤通常呈圆形或椭圆形，实质性肿瘤较易出现分叶状轮廓。恶性胸腺瘤轮廓常不规则，表面有许多小结节状突起，也可伴有分叶状形态。胸腺瘤通常密度均匀，少数可出现斑点状钙化或囊壁的钙化。

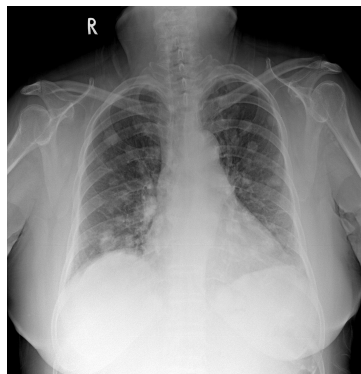


图 1.2.9 肺转移瘤（双肺多发大小不等的棉团状结节影，边界清晰）

### 12) 畸胎类肿瘤 (dermoid cyst and teratoma)

临床与病理：畸胎类肿瘤分为囊性畸胎瘤和实性畸胎瘤。囊性畸胎瘤包含外胚层和内胚层组织。实质性畸胎瘤通常称为畸胎瘤，包括三个胚层的各种组织，结构复杂。

X线平片表现：肿瘤多位于前纵隔中部，向一侧或两侧突出。肿瘤通常呈圆形或椭圆形，可有轻度分叶，大小不等。其内若发现骨骼影则有诊断意义。

### 13) 淋巴瘤 (lymphoma)

临床与病理：病理上包括霍奇金病和非霍奇金淋巴瘤。纵隔淋巴瘤通常累及多组淋巴结。

X线平片表现：上纵隔向两侧显著增宽，轮廓清楚而呈波浪状，密度均匀。侧位胸片见肿瘤位于中纵隔上中部，即气管及肺门区，肿块边界不清楚。前纵隔胸骨后淋巴结也常被侵及，表现为胸骨后的圆形或椭圆形阴影。纵隔淋巴瘤侵犯心包产生心包积液。瘤组织可向肺内浸润，形成线状及细小结节影。

### 14) 神经源性肿瘤 (neurogenic tumors)

临床与病理：主要发生在后纵隔。有的神经源性肿瘤呈哑铃状生长，部分肿瘤位于脊柱旁，另一部分通过椎间孔进入椎管内，并使椎间孔扩大。

X线平片表现：多位于后纵隔脊柱旁，肿瘤常呈圆形、椭圆形或呈较长的扁圆形，紧贴于脊柱旁。肿瘤边缘光滑，密度均匀。肿瘤可压迫邻近椎体或肋骨引起骨质缺损，哑铃状的肿瘤可使椎间孔受压扩大。

### 15) 乳腺增生症 (hyperplasia of breast)

临床与病理：病理变化为乳管和腺泡上皮增生致乳管膨胀，乳腺间质组织增生伴淋巴细胞浸润，或为乳管或腺泡上皮呈乳头状增生伴有乳管囊性扩张等。

X线平片表现：以腺小叶增生为主时多表现为孤立、密集或散在的结节，也可表现为片状不均匀的密度增高影。导管增生时呈条索状致密影（图 1.2.10）。当乳腺增生累及悬韧带和周围纤维组织引起结构改变时，可见韧带增粗、变形。

### 16) 乳腺纤维腺瘤 (fibroadenoma of breast)

临床与病理：瘤体呈圆形、椭圆形，直径一般为 1~3 cm，边界清楚，表面似有包膜。

X线平片表现：乳腺内圆形或椭圆形中等密度影，密度均匀，边缘光整锐利，肿块为单个或多个（图 1.2.11），其周围可出现一层薄的透亮环（透亮晕）。

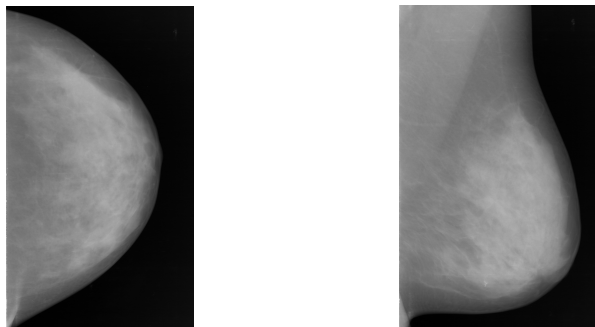


图 1.2.10 乳腺增生症（乳腺内弥漫性片状、棉絮状高密度影，边界不清）

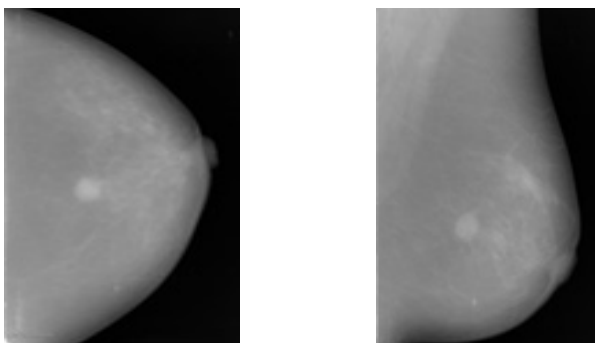


图 1.2.11 乳腺纤维腺瘤（乳腺内圆形高密度灶，边界光滑、清晰）

### 17) 乳腺导管内乳头状瘤 (intraductal papiloma of breast)

临床与病理：源于导管上皮的良性肿瘤，瘤体一般较小，可带蒂。

X 线平片表现：常规乳腺 X 线平片常无阳性发现。乳腺导管造影是最准确、最有效的检查方法，表现为乳腺导管内单发或多发的砂粒大小的圆形或椭圆形充盈缺损，一般多位于 1~2 级乳腺导管内，远端导管呈扩张状态，但无导管完全中断。

### 18) 乳腺癌 (mammary carcinoma)

临床与病理：肿瘤病理形态因组织学类型不同而异，其切面多呈灰白色，可有出血点、坏死和囊腔形成，边界不规则，质地硬。

X 线平片表现：乳腺癌 X 线征象主要包括肿块、钙化、肿块周围的改变、乳头及皮肤的改变等。一般将肿瘤本身所形成的影像（肿块、钙化）称为乳腺癌 X 线的直接征象；将癌组织周围继发性改变称为间接征象。

#### a. 直接征象

直接征象包括肿块或结节状阴影(图 1.2.12)。肿块密度多高于周围乳腺实质或乳头，肿块的形态可呈团块状、星状、结节状、不规则或分叶状，肿块边缘多呈毛刺状。钙化多表现为三种：短杆状、线状或蚯蚓样钙化；泥沙样钙化；圆形、卵圆形或团簇样钙化。钙化的数量越多，分布越密集，往往提示恶性可能。

#### b. 间接征象

间接征象包括乳腺皮肤增厚和局限凹陷、乳头内陷、血管异常。此外，乳腺癌侵及导管时可出现乳管扩张；侵及乳腺后间隙时出现乳腺后间隙的透亮区消失；全乳受侵时

可出现乳腺变形；淋巴结转移时出现腋窝淋巴结肿大等。

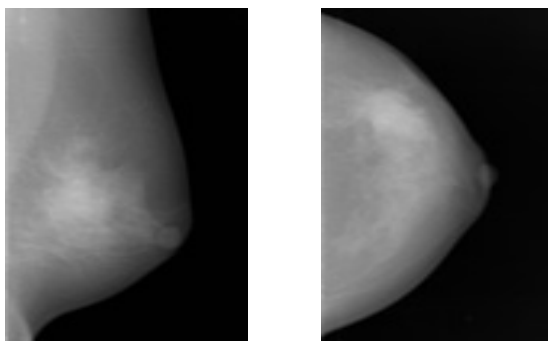


图 1.2.12 乳腺癌（乳腺内不规则形高密度肿物，肿块边缘见粗长触须状毛刺）

## 1.2.2 腹盆部病变

### 1. X线检查技术

腹部平片：常用摄影位置包括仰卧前后位，侧卧水平正位，站立正、侧位（图 1.2.13），倒立正侧位等。

钡剂造影方法：包括传统法钡检和气钡双重造影。

传统法钡检：按检查部位和要求将硫酸钡加水调制成不同浓度的悬混液口服或肠道灌注，目前应用较少。气钡双重造影：指用钡液和气体共同在胃肠腔内形成影像，目前是胃肠道常用的检查。



图 1.2.13 正常腹部立位平片（左侧膈下可见“胃泡”影，腹部可见数个肠气影）

### 2. 正常腹部 X 线表现

正常腹部 X 线平片表现：双侧肋腹部皮下脂肪、腹膜外脂肪以及腹腔内脏器周围的脂肪表现为灰黑色带状影，可以比衬、勾画临近结构。

正常腹部 X 线钡餐造影表现如下。

食管：连接下咽部与胃之间的肌性管道，分为颈、胸、腹三段。正常造影表现为吞钡后食管呈外壁完整的管状影，即在黏膜相上食管黏膜皱襞表现为数条纵行、相互平行、连续的纤细条纹状影，且与胃小弯的黏膜皱襞相连续。食管在影像解剖学上的四个生理性狭窄包括食管入口处狭窄、主动脉弓压迹、左主支气管压迹、横膈裂孔部狭窄。

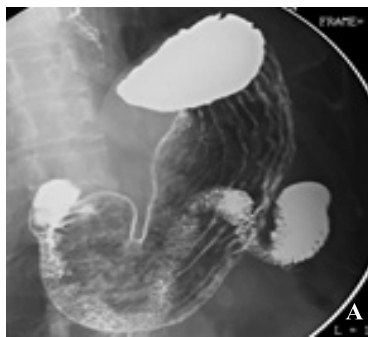
胃：分为胃底、胃体、胃窦等几个区域，胃底位于贲门水平线以上，内含气，立位时可见胃泡。胃体位于贲门与角切迹间。胃窦位于角切迹与幽门管间。幽门为连接胃和十二指肠的短管（图 1.2.14）。造影充盈相上，胃大、小弯边缘形成光滑、规则的连续性曲线。在黏膜相上，胃黏膜皱襞呈条纹状透亮影，其形态是可变的，胃底部皱襞呈网状排列不规则，小弯侧皱襞一般 4~5 条，平行整齐，向大弯处逐渐变粗而成横行或斜行，大弯侧皱襞较宽。

十二指肠：全程呈 C 形，胰头被包绕其中。一般分为球部、降部、水平部和升部。

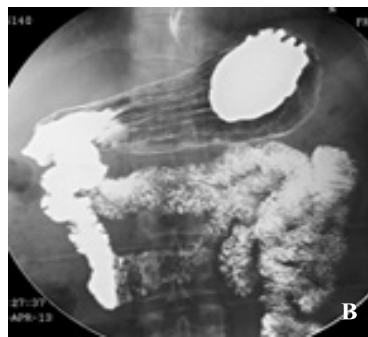
钡餐造影球部呈三角形，顶部指向右后上方，基底部两侧为对称的穹窿，轮廓光滑整齐，幽门开口于基底部中央，球部收缩时黏膜皱襞为纵行的平行条纹。降部位于第1~3腰椎的右缘，在第3腰椎高度向左上形成十二指肠升部，降部与升部间有一小段肠管横行称为水平段。十二指肠球部已远肠管黏膜皱襞呈羽毛状。

小肠：小肠长度约5~7m，其中3/5为空肠，位于中上腹部，2/5为回肠，位于右中下腹及盆腔，两者间无明确分界，空肠向回肠逐渐移行，肠腔逐渐变细，管壁逐渐变薄。造影时空肠皱襞呈环形排列，黏膜皱襞呈羽毛状。回肠肠腔略小于空肠，皱襞少而浅，末端回肠与盲肠相连接，称为回盲部。

大肠：大肠起于盲肠止于直肠，包括阑尾、盲肠、升结肠、横结肠、降结肠、乙状结肠和直肠。造影时回盲瓣为突入盲肠腔内瓣状结构，通常位于盲肠的后内侧壁。



A 胃壁光滑、胃黏膜规整，胃底见钡剂存留；



B 胃壁黏膜清晰，十二指肠及小肠显影

图 1.2.14 正常胃气钡双重造影表现

### 3. 常见疾病诊断

#### 1) 肠梗阻 (intestinal obstruction)

临床与病理：由于肠粘连、炎症、肿瘤、腹腔手术后等因素所致肠腔部分性或完全性阻塞而引起的肠内容物通过受阻。



图 1.2.15 肠梗阻

(腹部可见多发扩张充气肠管影，立位可见多发阶梯状气液平面影)

X线平片表现：梗阻以上肠腔扩大积气积液，立位或水平侧位可见气液平面；梗阻以下肠腔萎陷，无气体或仅见少量气体。可见阶梯状液面征(图1.2.15)、大跨度肠襻、鱼肋征、驼峰征。

#### 2) 食道癌 (esophageal carcinoma)

临床与病理：食道癌是消化道最常见的恶性肿瘤之一，一般认为与饮食、饮食习惯、遗传和食管炎有关。病理分型包括髓质型、蕈伞型、溃疡型和缩窄型。

X线钡餐造影表现：局部黏膜皱襞中断、破坏至消失，腔内锥形或半月形龛影和充盈缺损，病变管壁僵硬和蠕动消失。图1.2.16显示的是食管下段可见不规则充盈缺损影及龛影，呈“苹果核”征。

#### 3) 胃溃疡 (gastric ulcer)

临床与病理：病理改变为胃黏膜水肿、炎性细胞浸润，黏膜溃烂、缺损。溃疡好

发于胃角小弯侧附近，最大直径在 2.0 cm 以内，边缘清晰。溃疡口部较为光整，底部较平坦，可深入黏膜下层、肌层和浆膜层，晚期纤维组织增生，导致周围黏膜纠集、胃变形。

X 线钡餐造影表现如下。

龛影：正位或轴位加压呈类圆形钡斑，切线位突出胃轮廓外呈锥状或乳状影，底部平整，边缘光滑（图 1.2.17）。

龛影口部水肿带及黏膜纠集：依据水肿的程度可出现 3 种 X 线征。线征为环绕龛影口一条宽约 1~2 mm 的密度减低影；如宽度在 5~10 mm 之间则称项圈征；狭颈征则表现为龛影口明显狭小，似龛影有一颈部。



图 1.2.16 食管癌（现实的是食管下段可见不规则充盈缺损影及龛影，呈“苹果核”征）

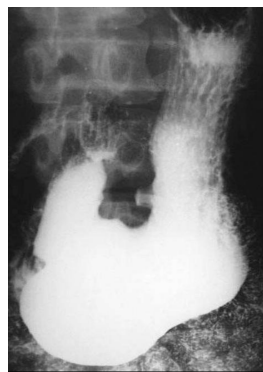


图 1.2.17 胃小弯溃疡（显示的是小弯溃疡，胃小弯侧可见“龛影”）

#### 4) 十二指肠溃疡 (duodenal ulcer disease)

临床与病理：球部溃疡一般呈圆形或椭圆形，直径小于 1.0 cm，边缘光整，形成瘢痕后可致球部变形，溃疡易造成出血及穿孔。

X 线钡餐造影表现如下。

龛影：表现为畸形或类圆形钡斑，边缘光滑，周围常见一环形透明带，黏膜皱襞向心纠集。

球部变形：球部呈“山”字形或“三叶征”。

#### 5) 胃癌 (carcinoma of stomach)

临床与病理：好发于胃窦幽门区，其次为贲门和胃体小弯侧，中晚期胃癌依其形态可分为蕈伞型、浸润型、溃疡型。

X 线钡餐造影表现如下。

胃腔内充盈缺损：缺损边缘轮廓不光整，形态不规则（图 1.2.18）。

腔内龛影大而浅，多位于轮廓之内，形态不规则，多呈半月形，外缘平直，内缘不整，呈大小不一尖角样指向外周，龛影周围绕以较宽的透亮带，称为“环堤”征，环堤内常见结节状、指压迹状充盈缺损，上述征象称为“半月综合征”。

黏膜改变：胃黏膜皱襞局限性破坏、中断，周围黏膜粗大、僵直。

胃轮廓改变：胃腔变形，边缘不整齐，胃壁僵硬，病变部位蠕动减弱或消失。

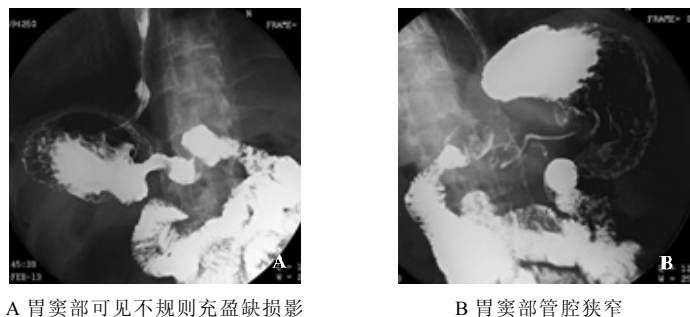


图 1.2.18 胃癌

### 6) 结肠癌 (carcinoma of colon)

临床与病理：多分布于直肠和乙状结肠，病理分为四型，即增生型、溃疡型、浸润型和混合型。

X 线钡餐造影表现：

增生型者主要为充盈缺损，充盈缺损周边的黏膜破坏中断或见小溃疡。气钡双重对比可显示肿块的轮廓。

溃疡型者主要为向腔内突起的龛影，与胃癌一样可以形成半月征。

浸润型者主要沿肠壁环形生长，使肠壁增厚、肠腔变窄，可见狭窄段粘膜纹呈锯齿状。

混合型者常有两种以上表现混合存在，充盈缺损、龛影及狭窄同时存在。

## 1.2.3 骨关节病变

### 1. X 线检查技术

X 线平片是骨关节系统最常用的重要检查手段。摄片时要注意以下几点：

① 任何部位摄片，包括四肢长骨、关节和脊柱都要用正、侧两个位置。某些部位还要采用斜位、切线位和轴位等。

② 平片应包括所摄骨及周围的软组织。四肢长骨片应包括邻近的一个关节。脊柱摄片时应包括相邻节段脊椎，如腰椎片应包括下胸椎或髌骨上部。

③ 两侧对称的部位，如患侧在片上改变但不明显时，应在同一技术条件下，加摄对侧同一部位片，以资对比。

④ 对软组织病变除用常规投照骨的条件摄片外，还应用软组织投照条件专门显示软组织。

### 2. 骨关节正常 X 线表现

骨组织是结缔组织的一种，是人体内最致密坚硬的组织，也具有一定的弹性和韧性。骨的形态分为四类：长管状骨、短管状骨、扁骨和异形骨。

骨的结构包括密质骨和松质骨，密质骨构成骨皮质，X 线上显示密度高而均匀。松质骨由多数骨小梁形成网状，小梁间充以骨髓。骨膜和骨内膜除软骨被覆的关节面外，大多数骨表面都有骨膜。骨的中央为骨髓腔，包括骨干段缺乏骨小梁的中空部分和骨端

部分的骨小梁间隙，骨髓腔内充有骨髓组织。

### 1) 长骨

成人长管状骨可分为骨干和骨端两部分（图 1.2.19）。

#### (1) 骨干

骨膜：正常骨膜和骨周围的软组织密度相同，在 X 线片上不显影。

骨皮质：骨皮质为密质骨，密度均匀致密，在骨干中段最厚，向两端逐渐变薄。骨皮质内缘与骨松质连续，外缘光整，在肌腱韧带附着处可出现隆起或凹凸不平。

髓腔：常因骨皮质和小梁的遮盖而显示不清，骨髓腔的骨干段可显示为边界不清、较为透亮的带状区。

#### (2) 骨端

横径大于骨干，骨皮质一般较薄且多光滑锐利，并能看到较清楚的骨小梁。骨松质的影像是由骨小梁和其间的小梁间隙所构成，在 X 线上显示为网络样骨纹理，密度低于骨皮质。

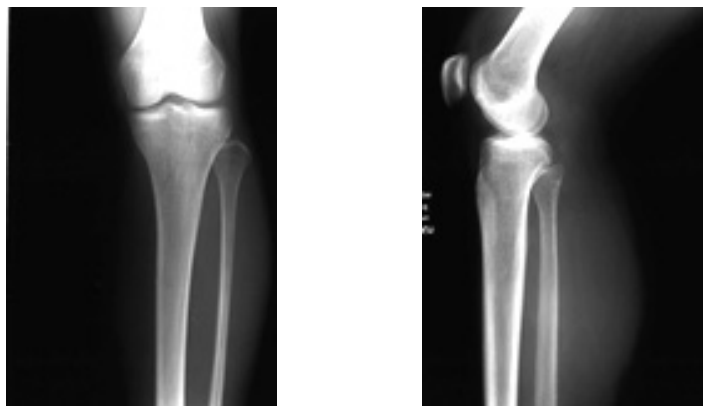


图 1.2.19 正常成人右膝正、侧位平片

### 2) 关节

滑膜关节在 X 线片上可见（图 1.2.20）。

关节间隙：为两个骨端的骨性关节面之间的透亮间隙，是关节软骨、关节盘和关节腔这些软组织密度结构的投影。

骨性关节面：表现为边缘锐利光滑的线样致密影，通常凹侧骨性关节面较上凸侧厚。

关节囊：由于其密度与周围软组织相同，一般平片下不能显示，有时在关节囊外脂肪层的衬托下可见其边缘。

韧带：某些大关节，如膝、髋和踝关节周围的韧带，可在脂肪组织的对比下被显示，如髌韧带。

关节内外脂肪层：关节内脂肪在关节囊内外层之间，见于大关节，如肘关节囊前后两个脂肪块及膝关节的髌下脂肪垫。关节外脂肪层位于关节囊和周围肌肉之间，层次清楚，可衬托出关节轮廓。



图 1.2.20 成人正常肘关节正、侧位平片

### 3) 脊柱

正位 X 线片椎体呈长方形，从上向下依次增大，主要由松质骨构成，周围为一薄层骨皮质。椎体上下缘的致密线状影为终板，其间的透亮间隙为椎间隙，是椎间盘的投影。侧位片上椎体呈长方形，椎体上下缘与其后缘呈直角。椎弓居于后方。椎管在椎体的后方呈纵行半透明区。椎弓板位于椎弓根和棘突之间，棘突指向后下方。上、下关节突分别起于椎弓根与椎弓板连接之上、下方，脊椎小关节间隙呈线状匀称的半透明影，椎间孔居相邻的椎弓根、椎体、关节突和椎间盘之间，侧位片上可以更好地观察椎间隙，椎间隙前后部并不等宽，随着脊柱生理弯曲有一定的变化（图 1.2.21）。在正位脊柱片上可见一些软组织影，如胸椎旁线和腰大肌影（图 1.2.22）。



图 1.2.21 成人正常颈椎正侧位平片

## 3. 常见疾病诊断

### 1) 骨折 (fracture)

骨折是指骨的连续性中断，平片诊断骨折主要根据骨折线和骨折断端移位或断段成角。骨折线为锐利而透明的骨裂隙。成人的骨折多为骨的完全性中断，骨折断裂成三块以上者称粉碎性骨折。椎体骨折常表现为压缩骨折。



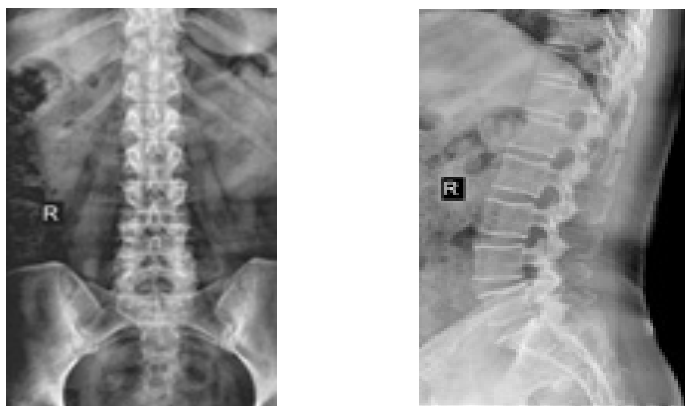


图 1.2.22 成人正常腰椎正侧位平片

### (1) Colles 骨折

临床与病理：指桡骨远端 2~3 cm 以内的横形或粉碎骨折。

X 线平片表现：骨折远段向背侧移位和向掌侧成角，桡骨前倾角减小或成为负角，使手呈银叉状畸形（图 1.2.23）。



图 1.2.23 右侧桡骨下段骨折

图 1.2.23 显示的是右侧桡骨下段骨折，右腕正侧位平片，右侧桡骨下段可见骨折线，骨折断端移位及成角畸形。

### (2) 肱骨髁上骨折

临床与病理：常见于儿童。骨折线横过喙突窝和鹰嘴窝，远端多向背侧移位。

X 线平片表现：骨折远侧断段向背侧倾斜成角（图 1.2.24）。肱骨髁上骨折经常有旋转移位。

### (3) 脊柱骨折

临床与病理：多数由间接外力所致。可分为过伸性损伤和过屈性损伤。过伸性损伤少见，以附件骨折为主，过屈性损伤多表现为椎体压缩性骨折。

X 线平片表现：

椎体压缩，多呈前窄后宽之楔形变扁，椎体上部骨质塌陷、密度增高（图 1.2.25）。



图 1.2.24 儿童右侧肱骨髁上骨折（右肘关节正侧位平片，右侧肱骨可见骨折线，骨折断端轻度成角畸形）

椎体皮质中断，上缘骨质折断、下陷，椎体边缘皮质向内凹陷、折断。  
椎体压缩较轻，但椎体边缘出现骨折线或碎骨片。  
附件骨质中断，椎间隙多保持正常。

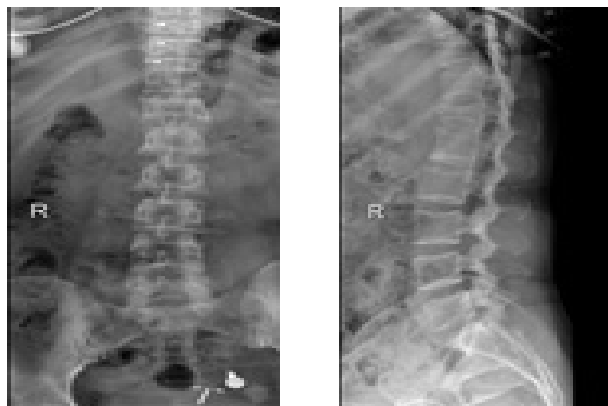


图 1.2.25 椎体压缩性骨折（腰椎正侧位平片，可见胸12椎体呈楔形变扁，椎体上缘密度增高）

## 2) 关节脱位 (dislocation of joint)

关节脱位多发生于活动范围较大、关节囊和周围韧带不坚强、结构不稳定的关节。

### (1) 肩关节脱位

临床与病理：根据肩关节损伤机制可分为前脱位和后脱位。关节囊前下部缺少韧带和肌腱的加强，故易发生前下方脱位。

X 线平片表现：易于显示肩关节脱位，常伴有肱骨大结节撕脱骨折，但肱骨头前后方向移位则在前后位片上容易漏诊。

### (2) 肘关节脱位

临床与病理：多为间接外力致伤，常合并骨折，或伴有血管、神经损伤，以后方脱位最多见。

图 1.2.26 显示的是成人肘关节正侧位平片，尺桡骨近端向肱骨外侧移位，肘关节间隙狭窄。

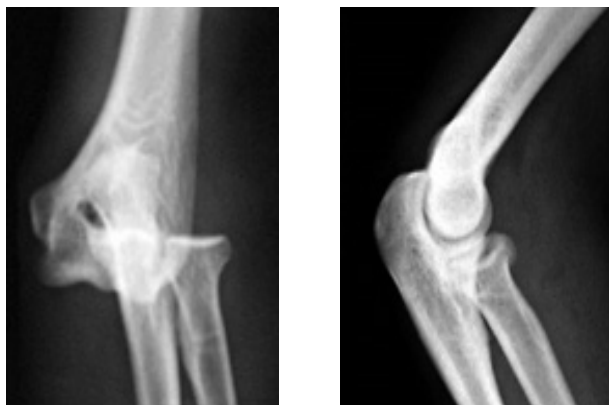


图 1.2.26 肘关节脱位

X 线平片表现：尺骨与桡骨端同时向肱骨后方脱位，尺骨滑车切迹脱离肱骨滑车。少数可为侧方脱位，尺桡骨向外侧移位（图 1.2.26）。

### 3) 椎间盘突出 (disc herniation)

临床与病理：腰椎间盘突出最多见，其次为颈椎间盘。椎间盘由透明软骨终板、髓核和纤维环构成，椎间盘突出以后外侧型多见。

X 线平片表现：

多无特异性，有些征象可提示诊断：

间隙变窄或前窄后宽；

椎体后缘唇样肥大增生、骨桥形成或游离骨块；

脊柱生理曲度异常或侧弯。Schmorl 结节表现为椎体上或下面的圆形或半圆形凹陷，其边缘有硬化线，常对称见于相邻椎体的上、下面，且多累及数个椎体。

### 4) 化脓性骨髓炎 (purulent osteomyelitis)

该炎症是骨髓、骨和骨膜的化脓性炎症，多侵犯长骨，以胫骨、股骨、肱骨和桡骨多见。据病情发展和病理改变，化脓性骨髓炎可分为急性和慢性。

#### (1) 急性化脓性骨髓炎

临床与病理：血行感染时，细菌栓子经滋养动脉进入骨髓，常停留在干骺端邻近骺板的松质骨区域，形成局部化脓性炎症。炎症先在骨髓腔内蔓延，并可穿过骨皮质，形成骨膜下脓肿，骨膜下脓肿可再经哈佛管进入骨髓腔，造成病骨的广泛受累，也可穿过骨膜扩延至软组织内形成软组织脓肿。由于骨膜掀起和血栓性动脉炎，使骨质血供发生障碍而出现骨质坏死，与相邻活骨分离形成死骨。后开始出现修复改变，坏死骨吸收和新生骨形成。

X 线平片表现：

软组织肿胀。

骨质破坏和骨质增生：可出现局限性骨质疏松。继而骨小梁模糊或消失，形成多数

分散不规则斑点状骨质破坏区，破坏区边缘模糊。以后骨质破坏向骨干发展，扩大，可达骨干大部或全部。小的破坏区融合成大的破坏区，骨皮质也遭受破坏，骨破坏的同时，开始出现骨质增生，表现为骨破坏周围密度增高（图 1.2.27（a））。

死骨：小片或长条状高密度致密影（图 1.2.27（b））。

骨膜增生：骨皮质表面形成层状、花边状致密影。骨膜新生骨围绕骨干的全部或大部，称包壳。



A 儿童胫腓骨急性化脓性骨髓炎正位平片（可见胫骨远侧干骺端多发的虫蚀状骨质破坏区，边界模糊）



B 成人肱骨慢性化脓性骨髓炎平片（可见肱骨近端大量的骨膜增生包围死骨，死骨两端的髓腔变窄，密度增高）

图 1.2.27 化脓性骨髓炎

## （2）慢性化脓性骨髓炎

临床与病理：急性化脓性骨髓炎治疗不彻底，遗留死骨或脓腔，则可转为慢性。

X 线平片表现：表现为骨破坏周围广泛的增生硬化，但仍有脓腔和死骨存在。骨内膜增生致髓腔变窄甚至闭塞消失。骨外膜增厚增浓，其深层与骨皮质融合，其表现成层状，外缘也可呈花边状，致骨干增粗，轮廓不规整。脓腔周围骨质增生硬化与骨内外膜增生一起使骨密度明显增高，常可遮盖其内的死骨或脓腔。软组织以增生修复为主，形成局限性软组织肿块，边缘比较清楚。

## 5）长骨骨结核（tuberculosis of bone）

临床与病理：继发于肺结核。结核杆菌经血行到骨或关节，停留在血管丰富的松质骨内或关节滑膜而发病。骨、关节结核病理所见有渗出、变质和增殖 3 种基本病变。

X 线平片表现如下。

长骨结核 X 线征象：骨质破坏、骨质疏松和局部软组织肿胀。骨质增生硬化、骨膜反应较少，死骨也较少出现，且较小（图 1.2.28）。

图 1.2.28 显示的是桡骨结核，即成人右腕正侧位平片，桡骨远端可见类圆形骨质破坏区。

## 6）脊椎结核（tuberculosis of spine）

临床与病理：是骨关节结核中最常见的，发病部位以腰椎最多（图 1.2.29），胸椎次之。

X线平片表现如下。



图 1.2.28 桉骨结核

骨质破坏：多发生于椎体的松质骨，骨破坏可开始于椎体内（中心型）或上、下缘（边缘型）。破坏了的椎体常塌陷变扁或可呈楔形，并常导致局部后突畸形。

椎间隙变窄或消失：因相邻两椎体的终板被破坏，髓核疝入椎体或被破坏所致。椎间盘完全破坏后，相邻破坏的椎体可互相融合在一起。

冷性脓肿：为病椎周围软组织的干酪性脓肿。腰椎结核形成腰大肌脓肿，胸椎结核形成椎旁脓肿，颈椎结核形成咽后壁脓肿，表现为咽后壁软组织影增宽，并呈弧形前突。

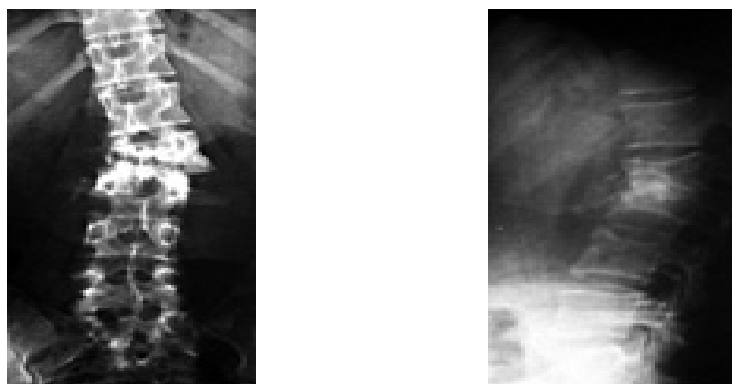


图 1.2.29 腰椎结核（即成人腰椎正侧位平片，可见腰2~3椎体变扁、塌陷，骨质密度不均匀，相应椎间隙狭窄）

### 7) 退行性骨关节病（degenerative osteoarthropathy）

临床与病理：以关节软骨退变、关节面和其边缘骨质增生为特征的一组非炎症性病变。

X线平片表现：关节间隙变窄是最常见的早期征象。骨赘为关节面周缘的骨性突起，呈唇样或鸟嘴样（图 1.2.30）。软骨下反应性硬化为关节软骨下广泛密度增高，在邻关节面区最显著，向骨干侧减轻。后期软骨下囊变很常见，可以单个或数个，表现

为圆形、类圆形透光区，边缘清楚，常有窄硬化边。如果游离体有钙化或骨化表现为关节腔内的游离高密度影，多为单个。后期还可出现失稳、畸形，但不造成关节强直。在手指多先累及远侧指间关节。脊椎退行性骨关节病包括椎间小关节和椎间盘的退行性变。椎间小关节改变有关节突变尖、关节面硬化和关节间隙狭窄，在颈椎钩突关节也有类似的改变。



图 1.2.30 膝关节退行性改变

图 1.2.30 显示的是膝关节退行性改变，即成人右膝关节正侧位平片，可见右侧胫骨、髌骨骨质增生。

#### 8) 骨肿瘤 (bone tumor) 与肿瘤样病变 (tumor-like disorders)

骨肿瘤通常分为原发性和继发性两大类，继发性骨肿瘤包括恶性肿瘤的骨转移和骨良性病变的恶变。肿瘤样病变是指临床、病理和影像学表现与骨肿瘤相似而并非真性肿瘤。

##### (1) 骨软骨瘤 (osteochondroma)

临床与病理：良性骨肿瘤，常见于长骨干骺端的表面，组织学上肿瘤由骨性基底、软骨帽和纤维包膜三部分构成。

X 线平片表现：骨性突起附于干骺端，多背离关节生长，肿瘤以细蒂或广基与骨相连，其外缘为与正常骨皮质连续的一层薄的骨皮质，瘤体内可见骨小梁，与载瘤骨的小梁相延续（图 1.2.31）。顶部的软骨帽可钙化。

##### (2) 骨巨细胞瘤 (giant cell tumor of bone)

临床与病理：介于良性、恶性之间的生物学行为特殊的骨肿瘤，多发生于 20~40 岁的青壮年。

X 线平片表现：发病部位多见于四肢长骨，尤以股骨远端、胫骨近端和桡骨远端为常见。肿瘤有横向生长的倾向，其最大径线常与骨干垂直。肿瘤多起源于干骺愈合后的骨端，早期多为偏心性溶骨性破坏，逐渐向周围膨胀，骨皮质变薄或破坏。如不并发病理骨折一般无骨膜反应。膨胀的骨质破坏区内可见纤细骨嵴，将肿瘤分隔成大小不等的小房，称为分房征，这是该肿瘤的特征之一（图 1.2.32）。骨破坏区与正常骨分界清楚，但无硬化带。若破坏区骨性包壳不完整，周围软组织中出现肿块者表示肿瘤生长活跃。



图 1.2.31 双侧胫骨骨软骨瘤（即成人双膝正位平片，双侧胫骨近端内侧缘可见三角形骨性突起，背向关节面生长）



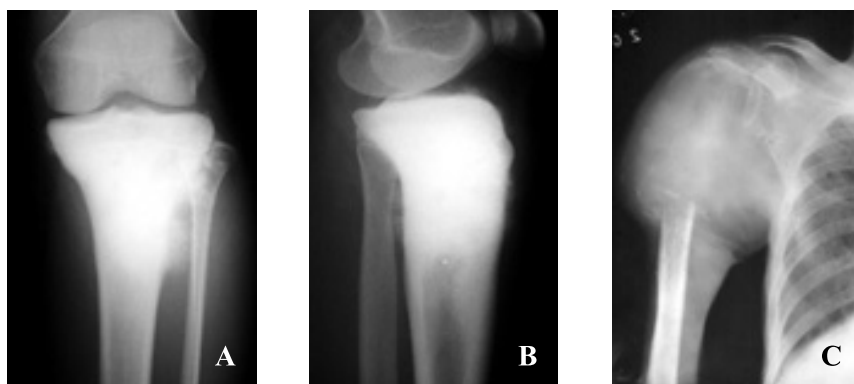
图 1.2.32 胫骨骨巨细胞瘤

图 1.2.32 显示的是胫骨骨巨细胞瘤，即成人胫腓骨下段正侧位平片，胫骨远端可见偏心性溶骨性破坏，骨皮质膨胀、变薄。

### （3）骨肉瘤（osteosarcoma）

临床与病理：原发性骨恶性肿瘤。骨肉瘤的主要成分是肿瘤性成骨细胞、肿瘤性骨样组织和肿瘤骨，还可见肿瘤性软骨组织和纤维组织。肿瘤好发于四肢长骨的干骺端，侵及骨髓腔产生不同程度的骨破坏和增生，病变向一侧或四周骨皮质浸润，可于一处或多处穿透骨皮质将骨膜掀起，或向周围软组织生长而形成肿块，产生不同形式的瘤骨。

X线平片表现：以股骨远端、胫骨近端和肱骨近端多见。基本X线征象包括：A 骨质破坏，多始于干骺端中央或边缘部分，松质骨呈小斑片状骨破坏，皮质边缘可见小而密集的虫蚀样破坏区，在皮质内呈筛孔状破坏，以后骨破坏区融合扩大形成大片的骨缺损；B 肿瘤骨，瘤骨的形态有云絮状、斑块状、针状（图 1.2.33A、B）；C 肿瘤软骨钙化，表现为小点状、弧形或环形高密度影，一般多位于肿瘤的外围；D 软组织肿块，软组织肿块境界多不清楚，肿块内常可见瘤骨（图 1.2.33C），E 骨膜增生和 Codman 三角，骨肉瘤可引起各种形态的骨膜新生骨和 Codman 三角，是骨肉瘤常见的重要的征象。



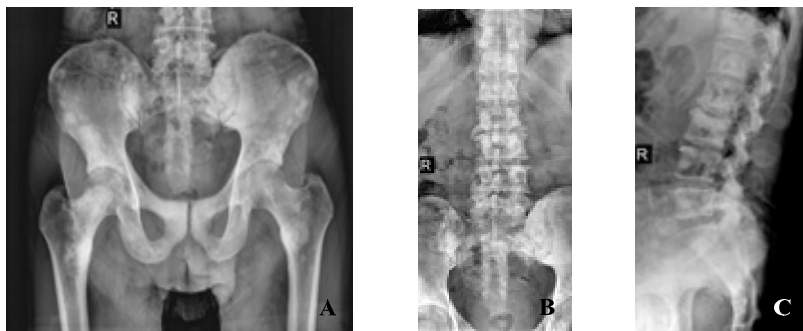
A 及 B 成人膝关节正侧位平片，胫骨近端可见肿瘤骨；C 成人肩关节正位平片，肱骨近端可见软组织肿物影及骨质破坏。

图 1.2.33 长骨骨肉瘤

#### (4) 骨转移瘤 (metastatic tumor of bone)

临床与病理：是恶性骨肿瘤中最常见的肿瘤。是指骨外其他组织、器官的恶性肿瘤经血行转移至骨而发病者，骨转移瘤多见于中、老年人，以骨盆、脊柱、颅骨和肋骨多见。

X 线平片表现：可分为溶骨型、成骨型和混合型，以溶骨型常见。溶骨型转移瘤发生于长骨者多在骨干或邻近的骺端，表现为骨松质中多发或单发的斑片状骨质破坏，随着病变发展形成大片溶骨性骨质破坏区，骨皮质也被破坏。发生在脊椎者见椎体广泛性破坏，常因承重而被压扁，椎间隙多保持完整，常见椎弓根受蚀、破坏。成骨型转移瘤多由生长较缓慢的肿瘤引起，病灶多发，呈斑片状、结节状高密度影，位于松质骨内，骨皮质多完整，骨轮廓多无改变。发生于椎体者，椎体常不被压缩、变扁（图 1.2.34）。混合型转移瘤则兼有溶骨型和成骨型转移的骨质改变。



A 骨盆正位平片；B、C 为腰椎正侧位平片（男性前列腺癌成骨性骨转移，可见骨盆、腰椎多发的高密度影，呈斑片状或结节状）

图 1.2.34 骨转移瘤

#### (5) 骨囊肿 (simple bone cyst)

临床与病理：是肿瘤样病变，好发于长管状骨，尤其是肱骨和股骨近段，囊肿内充满棕黄色液体，其间可有纤维性间隔，外为一层纤维包膜。

X 线平片表现：单发囊肿多见，病灶多为卵圆形，始于近骺板部位的干骺端，随着骨的生长渐远离骺线。其长径与骨长轴一致，均居于中心很少偏心生长。囊肿向外膨胀性生长，皮质可变薄，外缘光整，并有硬化缘，常出现病理骨折（图 1.2.35）。



图 1.2.35 肱骨骨囊肿

图 1.2.35 显示的是儿童右侧肱骨正侧位平片，右侧肱骨可见卵圆形、边界清楚的透亮影。



## 第 2 章 CT 诊断

CT 装置的出现实现了影像诊断的一个飞跃，解决了普通 X 线摄影不能解决的很多问题。CT 图像是真正的断层图像，同核素扫描和超声图像相比，CT 图像相对空间分辨率高，解剖关系明确，病变显影更好。随着 CT 技术的不断发展，CT 的检查范围迅速扩大，病变的检查率和诊断的准确率不断提高。

### 2.1 CT 成像

#### 1. 基本概念

CT 图像是真正的断面图像，它显示的是人体某个断面的组织密度分布图。CT 以 X 线作为投射源，由探测器接收人体某断面上的各个不同方向上人体组织对 X 线衰减系数，经模/数转换输入计算机，通过计算机处理后得到扫描断面的组织衰减系数的数字矩阵，然后将矩阵内的数值通过数/模转换，用黑白不同的灰度等级在荧光屏上显示出来。CT 图像具有图像清晰，密度分辨率高，无断面以外组织结构干扰等特点。

① 体素 (voxel) 和像素 (pixel): CT 图像是人体某一部位有一定厚度的体层图像。成像的体层分成按矩阵排列的若干个小的基本单元。而以一个 CT 值综合代表每个小单元内的物质密度，这些小单元被称为体素。同样，一幅 CT 图像是由很多按矩阵排列的小单元组成，这些组成图像的基本单元被称为像素。像素是体素在成像时的表现，像素越小，图像的分辨率越高。

② 矩阵: 是一个数学概念，将受检层面分割为若干小立方体，这些小立方体就是体素。当图像面积为一固定值时，像素越小，组成 CT 图像矩阵越大，图像清晰度越高，反之亦然。

③ 空间分辨率: 在保证一定的密度差前提下，显示待分辨组织几何形态的能力。常用每 cm 内的线对数或者用可辨别最小物体的直径 (mm) 来表示。

④ 密度分辨率: 指能分辨两种组织最小密度差异的能力。

⑤ CT 值: 体素的相对 X 线衰减度 (即该体素组织对 X 线的吸收系数)，表现为相应像素的 CT 值，单位名称为 Hu (Hounsfield Unit, Hu)。规定以水的 CT 值为 0Hu，骨皮质最高，为 1000Hu。人体组织的 CT 值界限可分为 2000 个分度，上界为骨的 CT 值 (1000Hu)，下界为空气的 CT 值 (-1000Hu)。这样分度包括了最高密度 (骨皮质) 到最低密度 (器官的含气部分) 的 CT 值。CT 值计算公式如下:

$$\text{CT 值} = \frac{\text{该物质的吸收系数 } (\mu_m) - \text{水的吸收系数 } (\mu_w)}{\text{水的吸收系数 } (\mu_w)} \times 1000 \quad (2.1)$$

水的衰减系数为 1，空气的衰减系数为 0，骨的衰减系数为 1.9~2.0。

⑥ 窗宽与窗位: 窗宽是指荧屏图像上所包括 16 个灰阶的 CT 值范围。人体组织 CT 值范围有 2000 个分度 (-1000~+1000)，如在荧屏上用 2000 个不同灰阶来表示 2000 个分度，由于灰度差别小，人眼不能分辨 (一般仅能分辨 16 个灰阶)。如用 16 个灰阶来反映

2000 个分度, 则所分辨 CT 值是 125Hu (2000/16), 也就是说两种组织 CT 值的差别小于 125Hu, 则不能分辨。为了提高组织结构细节的显示, 使 CT 值差别小的两种组织能够分辨, 则要采用不同的窗宽来观察荧屏上的图像。例如用窗宽 100, 则可分辨 CT 值为 6.25Hu (100/16), 即组织的 CT 值差别大于 6.25Hu 就能分辨。窗宽的大小直接影响图像的对比度, 加大窗宽图像层次增多, 组织对比减少, 缩小窗宽图像层次减少, 对比增加。

窗位又称窗中心, 是指观察某一组织结构细节时, 以该组织 CT 值为中心观察。例如脑 CT 值约 35Hu, 而窗宽常用 100Hu, 在荧屏图像上 16 个灰阶 CT 值的范围即为 -15~85Hu。CT 值 < -15Hu 组织的灰度与 -15Hu 相同, CT 值 > 85Hu 组织的灰度与 85Hu 相同, 而 CT 值在 -15Hu 与 85Hu 的组织则以 16 个不同灰度清楚地显示出来。提高窗位, 荧屏上所显示的图像变黑, 降低窗位则图像变白。

⑦ 伪影: 是指在被扫描物体中并不存在的而图像中却显示出来的各种不同类型的影像。病人不自主运动及病人躁动可产生伪影。另外, 病人体内高密度的异物也可形成伪影, 如假牙、钢钉等。

⑧ 部分容积效应: 在同一扫描层面内含有两种以上不同密度的物质时, 其所测得的 CT 值是它们的平均值, 因而不能如实反映其中任何一种物质的 CT 值, 这种现象为部分容积效应或称部分容积现象。

## 2. 成像原理

### (1) X 线扫描数据的收集和转换

X 线射入人体后, 因被人体吸收而衰减, 其衰减的程度与受检层面的组织、器官和病变的密度 (原子序数) 有关, 密度越高, 对 X 线衰减越大。探测器组合收集衰减后的 X 线信号 (X 线光子) 时, 借闪烁晶体、光电管和光电倍增管的作用, 将看不见的光子转变为可见光线 (闪烁晶体的作用), 再将光线集中 (光导管的作用), 然后将光线转变为电信号并放大 (光电倍增管的作用)。借模拟/数字转换器输入的电信号转变为相应的数字信号后, 送入计算机。

### (2) 扫描数据处理和重建图像

计算机将输入的原始数据加以校正处理, 再进行重建图像。

### (3) 图像的显示及贮存

将重建图像矩阵中的数据, 再经过数字模拟转换, 转变为不同灰暗度的光点, 形成图像, 可由荧光屏显示, 也可拍成照片; 或以数据用打印机打印; 也可录入磁带、光盘、软盘等永久保存。

## 3. CT 机的基本结构

CT 机包括 X 线管、探测器、准直器、模/数转换器、检查床、高压发生器、计算机系统、图像的显示设备。

## 4. 螺旋 CT (spiral CT, SCT)

20 世纪 80 年代末出现的螺旋 CT 扫描是 CT 发展史上一个里程碑, 它是在旋转式扫描的基础上, 依赖滑环技术与扫描床平行直线匀速移动而实现的。滑环技术的出现改变了以往 CT 管球的供电方式, 使得 X 线发生系统的供电只经电刷和滑环完成, 可使 X 线管作单向连续旋转并进行连续扫描, 明显提高了扫描速度。管球旋转和连续动床同时进行, 使 X 线扫描的轨迹呈螺旋形, 并且是连续的, 没有时间间隔。可得到的扫描区域的

容积数据,所以螺旋 CT 扫描也称容积 CT 扫描 (volume CT scanning)。

螺旋 CT 有以下优势:扫描速度快;提高了病灶检出率和 CT 值测量的准确性;多功能显示病灶。

## 5. CT 检查技术

① CT 平扫:一般多做横断面扫描,层厚可选 1~10 mm。检查时病人要制动。

② 增强扫描:指血管内注射对比剂后的扫描。目的是提高病变组织同正常组织的密度差,对病变作定性诊断。

③ 高分辨率 CT 扫描 (high resolution CT, HRCT):采用薄层扫描、高空间分辨率算法重建及特殊的过滤处理,可得到组织的细微结构图像,称为高分辨率 CT (HRCT),临床主要用于肺部弥漫性间质性病变以及结节病变等的检查,以及显示内耳、中耳听小骨等细微的骨结构。

④ CT 三维图像重建:三维 CT 是将螺旋 CT 扫描的容积资料在工作站 3DCT 软件支持下合成三维图像,此图像可 360° 实时旋转,以便从不同角度观察病灶,利用减影功能可选择去除一些遮掩病灶的血管和骨骼,常用方法主要是表面遮盖显示 (shaded surface display, SSD) 及容积重建技术 (volume-rendering technique)。CT 多平面重建 (multiple planar reconstruction, MPR):CT 多平面是指在任意平面对容积资料进行多个平面分层重组,重组的平面可有冠状、矢状、斜面及曲面等任意平面,能从多个平面和角度更为细致地观察病变的内部结构及与周围组织的关系。

⑤ CT 血管造影 (CT angiography, CTA):静脉注射对比剂后,在循环血中及靶血管内对比剂浓度达到最高峰的时间内,进行螺旋 CT 容积扫描,经计算机最终重建成靶血管的数字化立体影像。

⑥ CT 仿真内镜技术 (CT virtual endoscope, CTVE):是螺旋 CT 容积扫描和计算机仿真技术相结合的产物,它是利用计算机软件功能,将 CT 容积扫描获得的图像数据进行后处理,重建出空腔器官表现立体图像,类似纤维内镜所见。

⑦ CT 灌注成像 (perfusion CT):基本原理是对比剂静脉团注后,在其首次经过受检组织的过程中对某一选定层面进行快速动态扫描,获得一系列动态图像,然后分析对比剂首次通过过程中每个像素所对应的体素的密度变化,从而得到反映血液灌注情况的参数,并组成新的数字矩阵,通过数/模转换,以相应的灰度或颜色表现出来,即可得到灌注成像。CT 灌注成像最先应用于脑梗死的诊断,以后逐渐应用于肝、肾血流灌注及肿瘤的诊断。

⑧ CT 对比剂:多为水溶性碘对比剂,在 CT 图像上表现为高密度,增加碘分布区与周围组织的密度对比度,对比剂的给药途径主要为静脉团注法。

## 2.2 CT 的临床应用

### 2.2.1 中枢神经系统病变

#### 1. 中枢神经系统 CT 检查技术

##### 1) 颅脑 CT 检查

一般用横断面,扫描基线为毗耳线或上眶耳线。垂体区病变常用冠状面,扫描线尽量垂直于鞍底。

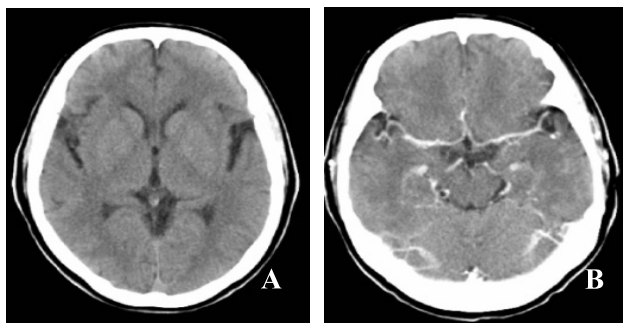
## 2) 脊髓 CT 检查

一般采用横断面，扫描线依据检查目的不同可垂直于脊椎或平行于椎间盘。

## 2. 中枢神经系统正常 CT 表现

### 1) 颅脑 CT 正常表现

CT 平扫颅骨为高密度，鼻窦及乳突气房内气体呈低密度；脑室、脑池、脑沟、脑裂等腔内脑脊液为低密度；脑实质分大脑额、颞、枕、顶叶、小脑及脑干。皮质密度略高于髓质，大脑基底节是大脑半球的中央核团。CT 增强扫描正常脑实质仅轻度强化，血管结构强化，正常硬脑膜、垂体、松果体血供丰富而无血脑屏障，明显强化（图 2.2.1）。



A 正常颅脑软组织窗；B 颅脑增强 CT 图像

图 2.2.1 正常颅脑图像

### 2) 脊髓正常 CT 表现

椎管内硬脊膜囊平扫呈类圆形软组织密度影，密度均匀，硬脊膜外间隙富含脂肪；神经根鞘平扫呈直径 1~3 mm 的圆形软组织密度影，位于侧隐窝内。

## 3. 常见疾病诊断

### 1) 星形细胞瘤 (astrocytoma)

临床与病理：柯氏分类法将星形细胞瘤分为 I~IV 级，I 级分化良好，呈良性；III、IV 级分化不良，呈恶性；II 级是一种良恶交界性肿瘤。

CT 表现：幕上星形细胞瘤多数表现为脑内低密度病灶，少数为混合密度灶，肿瘤边界多不清楚，少数有轻度或者中度水肿。增强扫描常无明显强化，少数表现为囊壁和囊内轻微强化，可有肿瘤壁结节甚至花环状强化。幕上 III、IV 级星形细胞瘤病灶密度不均匀，以低密度或等密度为主的混合密度最多。肿瘤内的高密度常为出血或钙化，低密度为肿瘤的坏死或囊变区，后者密度更低，且其边缘清楚光滑，多伴有脑水肿。III、IV 级星形细胞瘤呈不规则的环状或者花环状强化，在环壁上还可见强化不一的瘤结节。小脑星形细胞瘤囊性者平扫为均匀低密度，囊液 CT 值高于脑脊液，边界清楚，囊壁可有钙化，增强扫描后囊壁残留肿瘤或瘤结节不规则强化。实性者平扫为以低密度为主的混合密度，多数有坏死囊变区，肿瘤实性部分有明显强化。小脑星形细胞瘤多有水肿，第四脑室受压移位、闭塞，上位脑室扩大，脑干受压前移，桥脑小脑角池闭塞。

## 2) 少突胶质细胞瘤 (oligodendroglioma)

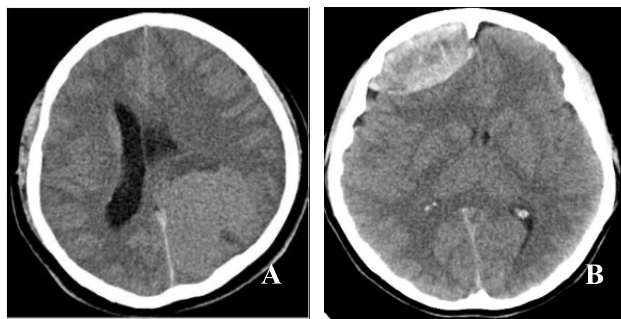
临床与病理：颅内最易发生钙化的脑肿瘤之一。绝大多数发生在幕上，常见于额叶白质。

CT表现：类圆形，边界不清楚，密度不均匀，多可见钙化，钙化形态可呈局限点片状、弯曲条索状、不规则团块状、皮层脑回状。肿瘤周边水肿多较轻，增强扫描轻度强化。

## 3) 脑膜瘤 (meningioma)

临床与病理：来自蛛网膜粒细胞，肿瘤大多数居脑实质外，肿瘤包膜完整，可有钙化或骨化，血供丰富，易引起颅骨增厚、破坏变薄。

CT表现：肿瘤呈圆形或分叶状，以宽基靠近颅骨或者硬脑膜。平扫多为高密度或等密度，密度均匀，边界清楚。可有轻度瘤周水肿和瘤内钙化，增强扫描呈均匀一致的显著强化，边界锐利。可有白质塌陷、颅骨增厚、破坏或变薄等脑外肿瘤的征象(图 2.2.1)。



A 可见左侧枕叶一个略高密度的软组织肿块影，边界清楚

B 可见右侧额部一略高密度影，临近脑白质受压移位

图 2.2.2 脑膜瘤

## 4) 垂体腺瘤 (pituitary adenoma)

临床与病理：分为垂体微腺瘤及垂体大腺瘤，前者局限于鞍内，直径不超过 1cm；后者直径大于 1cm 且突破鞍隔，垂体腺瘤包膜完整，与周围组织界限清楚。

CT表现：

垂体微腺瘤：垂体高度可增加，但正常高度的垂体并不除外微腺瘤的可能；增强早期肿瘤为低密度，延迟扫描为等密度或高密度；可出现垂体上缘膨隆，冠状位偏侧膨隆更有意义；垂体柄挤向对侧或变短；鞍底骨质变薄、凹陷或侵蚀。

垂体大腺瘤：肿瘤呈圆形，也可呈分叶或不规则形。冠状扫描显示肿瘤呈哑铃状（束腰征）。平扫大多数为等密度或略高密度，增强扫描大多数强化均匀，坏死、液化区不强化。肿瘤向上压迫室间孔，向旁侧侵犯海绵窦延伸至颅中窝，可将明显强化的颈内动脉推移向外甚至包裹，向后可压迫脑干，向下可突入蝶窦(图 2.2.3)。



图 2.2.3 鞍区可见一个类圆形略高密度影，边界清楚，密度均匀，周围未见明显水肿征象。

图 2.2.3 垂体瘤

### 5) 颅咽管瘤 (craniopharyngioma)

临床与病理：常见于儿童，发生部位以鞍上多见。肿瘤可分为囊性和实性，囊性多见，囊壁和肿瘤实性部分多有钙化。

CT 表现：表现为鞍上畸形或类圆形肿块，以囊性和部分囊性为多，CT 值变化范围大，增强扫描囊性呈环状或多环状囊壁强化，实性部分呈均匀或不均匀的强化，若室间孔阻塞出现脑积水。

### 6) 听神经瘤 (acoustic neuroma)

临床与病理：是桥小脑角区最常见肿瘤，起源于听神经鞘膜，为脑外肿瘤。

CT 表现：肿瘤居岩骨后缘，以内听道为中心，肿瘤多为类圆形。平扫呈等密度、低密度、高密度或混合密度，肿瘤周围水肿轻。桥小脑角池闭塞，而相邻脑池扩大。可见内听道漏斗状扩大。增强扫描由于肿瘤无血脑屏障而有明显强化，未强化区为囊变坏死或脂肪变性区。

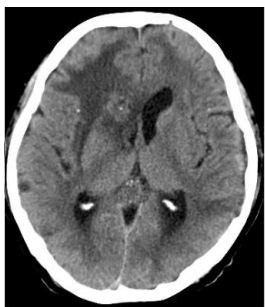


图 2.2.4 脑转移瘤

### 7) 脑转移瘤 (metastatic tumor of the brain)

临床与病理：为多发病变，位于皮质髓质交界区，肿瘤中心常发生坏死、囊变和出血。肿瘤周围水肿明显。

CT 表现：平扫肿瘤密度不等，高、等、低、混杂密度均有。大部分为多发病灶，多位于灰白质交界区，肿瘤小者为实性结节，大者中间多有坏死，呈不规则环状，多伴有瘤周水肿，小肿瘤大水肿为转移瘤的特征（图 2.2.4）。增强扫描呈结节状或环状强化，环壁较厚，不规则。

图 2.2.4 中右侧基底节区可见一个类圆形略高密度影，其内可见点高密度影，病灶周围可见指套样水肿。

### 8) 脑梗死 (cerebral infarction)

临床与病理：是一种缺血性脑血管疾病，主要有脑动脉闭塞性脑梗死、腔隙性脑梗死和脑栓塞等。

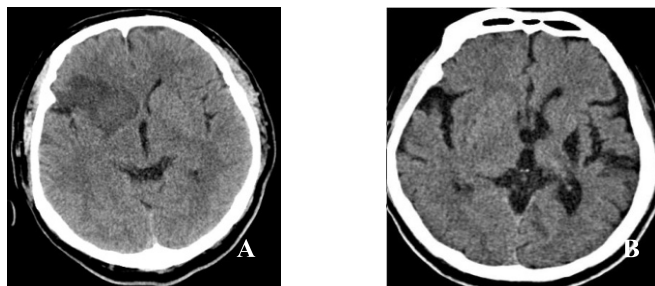
CT 表现：脑梗死起病 24 小时内，CT 检查可无阳性发现，24 小时后 CT 可显示低密度区，其特点是：①低密度区的范围与闭塞血管供血区相一致，同时累及灰质和白质，其大小和形态与闭塞的血管有关（图 2.2.5 A）。2~3 周后 CT 扫描可出现模糊效应，即平扫病灶为等密度，分辨不出来。脑梗死后期 CT 显示密度更低（图 2.2.5 B）。②占位效应，脑梗死后 2~15 天为脑水肿高峰期，一般见于梗死范围大的病人。③可见脑萎缩改变。④增强扫描脑梗死多呈不均匀、脑回状、条状强化。

### 9) 脑出血 (intracranial hemorrhage)

临床与病理：主要包括高血压性脑出血、动脉瘤破裂出血、脑血管畸形出血和出血性脑梗死等，分为急性期、吸收期和囊变期。

CT 表现如下：

① 急性期，脑内圆形、类圆形、线形或不规则形的高密度灶，CT 值在 50~80Hu 之间（图 2.2.6）。血肿可破入脑室或蛛网膜下腔（图 2.2.7），破入脑室可形成脑室铸型。灶周水肿轻，血肿大者可有占位效应。



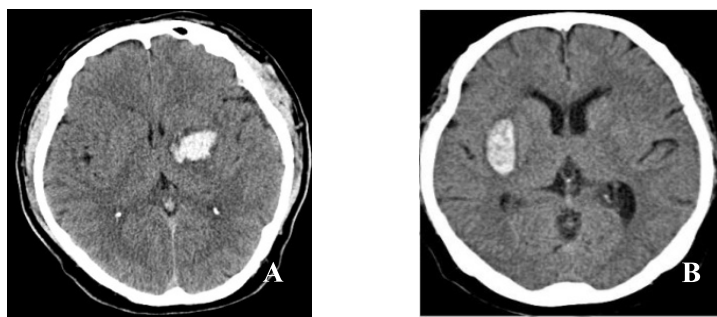
A 可见右侧基底节区及右侧额叶一个类圆形略低密度影，脑中线结构略左移，右侧脑室受压略窄

B 左侧基底节区一个类圆形低密度影，边界清楚

图 2.2.5 脑梗死

② 亚急性期血肿，血肿密度逐渐降低，呈等密度，可出现融冰征象，血肿周边吸收，中心仍为高密度区；占位效应、灶周水肿由明显而逐步减轻；部分患者出现脑积水；增强扫描病灶呈环形或梭形强化。

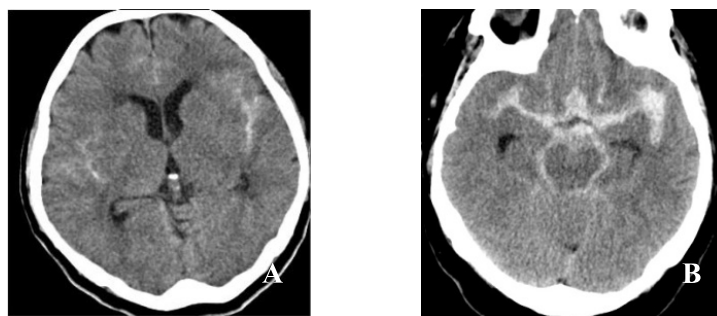
③ 慢性期出血，病灶呈圆形、类圆形或裂隙状低密度。



A 左侧基底节区

B 右侧基底节区可见类圆形略高密度影，边界清楚，周围见环形水肿带

图 2.2.6 脑内血肿



A 及 B 脑沟内、大脑镰旁、双侧外侧裂区可见点、线状略高密度影

图 2.2.7 蛛网膜下腔出血

#### 10) 颅内动脉瘤 (intracranial aneurysm)

临床与病理：是指颅内动脉的局灶性异常扩大，分为囊状动脉瘤和梭形动脉瘤，绝大多数动脉瘤以蒂（或称瘤颈）与载瘤动脉相连。

CT 表现如下:

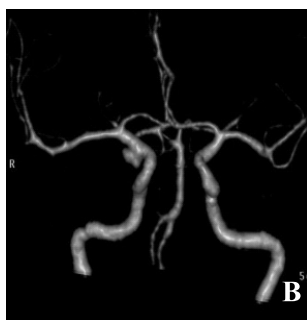
① 无血栓动脉瘤, 平扫为圆形稍高密度影, 边缘清楚 (图 2.2.8), 增强有均匀强化。

② 部分血栓动脉瘤, 依其瘤腔内血栓的情况, 可有各种 CT 表现。平扫有血流的密度稍高, 而血栓部分为等密度。增强扫描, 前者强化, 后者不强化。如果血栓位于血管腔内的周边, 增强扫描动脉瘤中心的瘤腔和外层囊壁均有强化, 形成中心和外围高密度环, 中间隔以等密度带, 称为“靶形征 (target sign)”。

③ 完全血栓动脉瘤, 平扫为等密度, 其内可有点状钙化, 瘤壁可有弧形钙化。增强扫描仅有囊壁环状强化, 其内血栓不强化。动脉瘤瘤周围水肿不明显; 较大瘤体可出现占位征象, 但不如相同体积的肿瘤显著; 大动脉瘤相邻部位可见骨质吸收。



A 桥脑前方可见一个类圆形略高密度影, 边界清楚, 密度均匀



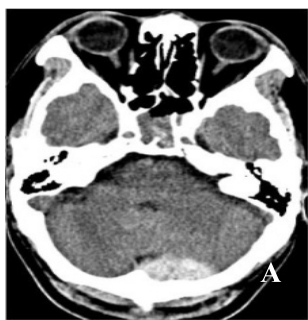
B CTA 显示右侧后交通动脉的动脉瘤

图 2.2.8 动脉瘤

#### 11) 硬膜外血肿 (epidural hematoma)

临床与病理: 颅内出血积聚于颅骨与硬膜之间, 多发生于头颅直接损伤部位, 损伤局部多有骨折, 因硬膜与颅骨粘连紧密, 故血肿范围局限, 形成双凸透镜形。

CT 表现: 平扫血肿表现为颅骨内下双凸形高密度区, 多在骨折部位下方, 边界锐利, 血肿范围一般不超过颅缝, 血肿密度多均匀 (图 2.2.9)。可见中线结构移位, 侧脑室受压、变形和移位等占位效应。



A 可见左侧枕部一个梭形略高密度影, 病灶边界清楚;



B 可见临近枕骨一个纵行骨折线

图 2.2.9 硬膜外血肿伴颅骨骨折

#### 12) 硬膜下血肿 (subdural hematoma)

临床与病理: 颅内出血积聚于硬脑膜与蛛网膜之间, 形状多呈新月形或半月形, 由



于蛛网膜无张力，血肿范围较广可掩盖整个大脑半球。根据血肿形成时间可分为急性、亚急性和慢性。

CT表现：

① 急性期表现为颅板下方新月形高密度影，血肿范围广泛，不受颅缝限制(图 2.2.10)。常合并脑挫裂伤，占位征象显著。少数贫血患者及大量脑脊液进入有血肿内时则为等密度或低密度。血肿的密度不均匀与血清渗出和脑脊液相混有关。

② 亚急性和慢性期可表现为高、等、低或混合密度。少数慢性硬膜下血肿，其内可形成分隔，可能是由于血肿内机化粘连所致，极少数形成“盔甲脑”，即大脑由广泛的钙化壳包绕。

③ 增强扫描对亚急性或慢性硬膜下血肿，特别是对诊断等密度硬膜下血肿有帮助。可见远离颅骨内板的皮层和静脉强化，也可连续或断续的线状强化和血肿包膜（由纤维组织及毛细血管构成），从而可清楚地勾画出硬膜下血肿的轮廓。

由图 2.2.10 可见左侧额颞枕部新月形略高密度影，病变跨颅缝，临近脑实质受压。

### 13) 脑挫裂伤 (laceration and contusion of brain)

临床与病理：是指颅脑外伤所致的脑组织器质性损伤，是最常见颅脑损伤之一。多发生于着力点及其附近，也可发生于对冲部位。

CT表现：

① 局部呈低密度改变，其大小、形态不一，边缘模糊，数天至数周后部分可恢复至正常脑组织密度，部分则进一步发展为更低密度区，提示脑组织软化。

② 散在点片状出血，位于低密度区内，形态常不规则，有些可融合为较大血肿(图 2.2.11)。3~7 天开始吸收，1~2 月完全吸收为低密度区。



图 2.2.10 硬膜下血肿



图 2.2.11 脑挫裂伤

③ 蛛网膜下隙出血，较重的脑挫裂伤常合并有蛛网膜下隙出血，表现大脑纵裂、脑池、脑沟密度增高。但数天后密度即减低、消失。

④ 占位及萎缩表现，挫裂伤范围越大，占位效应越明显。表现为同侧脑室受压，中线结构移位，重者出现脑疝征象。水肿高峰期过后，占位征象逐渐减轻，后期出现脑萎缩征象。

由图 2.2.11 可见右侧额叶片状略高密度影，周围可见边界不清低密度灶，脑中线结构略向左移位。

### 14) 化脓性脑脓肿 (brain abscess)

临床与病理：是化脓性细菌进入脑组织引起炎性改变，进一步导致脓肿形成，可单

发或多发，幕上多见。

CT 表现：

① 急性脑炎期，表现为边界不清的低密度区，有占位效应，增强一般无强化。

② 脓肿形成期，平扫脓肿壁为等密度，脓腔内为低密度，有些脓腔内可见气液平，周围水肿为低密度，水肿逐渐减退。增强扫描脓肿内仍为低密度，壁强化明显具有完整、光滑、薄壁的特点。

#### 15) 皮层下动脉硬化性脑病 (subcortical arteriosclerotic encephalopathy)

临床与病理：脑白质斑块状或弥漫变性、变软，灰白质分界不清。

CT 表现：双侧脑室旁对称性片状低密度灶，边界不清，内囊、丘脑和脑干常伴有多少不等的腔隙灶，可见脑萎缩改变 (图 2.2.12)。

图 2.2.12 中双侧脑室旁可见片状略低密度影，呈对称性分布，边界模糊。



图 2.2.12 脑白质脱髓鞘

#### 16) 多发性硬化 (multiple sclerosis)

临床与病理：是最常见的脱髓鞘疾病，以病灶多发，病程缓解与复发交替为特征，常见于脑室周围白质内。

CT 表现：可直接显示病灶和反映病灶的不同时间的病理变化。平扫显示脑白质区内低密度病灶，多位于侧脑室周边，可单发或多发，大小不等，边界清楚或不清楚。多无占位效应。增强扫描活动期病灶可呈斑点、片状或环状强化，而且平扫为等密度的也可强化。稳定期病灶可无强化。恢复期呈多发边界清楚软化灶，常见脑萎缩表现。

#### 17) 蛛网膜囊肿 (arachnoid cyst)

临床与病理：是脑脊液在脑外异常的局限性积聚，囊壁多由透明而富有弹性的薄膜组成。

CT 表现：平扫时蛛网膜囊肿表现为局部脑裂或脑池的扩大，与脑脊液密度完全一致，增强扫描无强化，增强前后均无法显示囊肿壁。囊肿较大时可造成局部颅骨变薄、膨隆，局部脑组织推压移位，甚至脑萎缩。

#### 18) 脊髓内肿瘤 (intraspinal tumor)

临床与病理：室管膜瘤及星形细胞瘤是最常见的髓内肿瘤。室管膜瘤起源于中央管的室管膜细胞或终丝等部位的室管残留物，好发部位是腰骶段、脊髓圆锥和终丝。肿瘤边界比较清楚，可发生囊变。星形细胞瘤发病部位以颈胸段最多，病变可呈浸润性生长，累及多个脊髓节段，甚至脊髓全长。肿瘤与正常脊髓组织无明显分界，可发生囊变。

CT 表现：CT 平扫可见脊髓密度均匀性降低，外形呈不规则膨大。肿瘤边缘模糊，与正常脊髓分界欠清，囊变表现为更低密度区，增强后肿瘤实质部分轻度强化或不强化，室管膜瘤可见中央管周围强化为其特征性改变。脊髓造影 CT 可见蛛网膜下隙变窄、闭塞、移位，延迟扫描有时可见对比剂进入囊腔。

#### 19) 神经鞘瘤 (neurinoma) 和神经纤维瘤 (neurofibroma)

临床与病理：神经鞘瘤起源于神经鞘膜的雪旺细胞。神经纤维瘤起源于神经纤维母

细胞。病理上以颈、胸段略多，呈孤立结节状，有完整包膜，偏一侧生长，常与1~2个脊神经根相连，肿瘤生长缓慢，脊髓受压移位或变细。肿瘤易从硬膜囊向神经孔方向生长，使相应神经孔扩大，延及硬膜内外的肿瘤常呈典型的哑铃状。

**CT表现：**CT平扫肿瘤呈圆形实质性肿块，密度较脊髓略高，脊髓受压移位，增强扫描呈中等均一强化。肿瘤易向椎间孔方向生长，致神经孔扩大，骨窗像可见椎弓根骨质吸收破坏，椎管扩大。当肿瘤穿过硬膜囊神经根鞘向硬膜外生长时，肿瘤可呈哑铃状外观。CTM可清楚显示肿瘤阻塞蛛网膜下隙的部位、肿瘤与脊髓的分界以及脊髓移位情况，肿瘤阻塞部位上、下方的蛛网膜下隙常扩大。

## 20) 脊膜瘤 (meningioma)

**临床与病理：**大多数呈圆形或卵圆形，包膜完整，肿瘤基底，与硬脊膜粘连较紧。

**CT表现：**最常见于胸段蛛网膜下隙后方，邻近骨质可有增生性改变，肿瘤多为实质性，较局限，椭圆形或圆形，有完整包膜，有时在瘤体内可见到不规则钙化。增强后肿瘤呈均匀强化。

## 21) 脊髓空洞症 (syringomyelia)

**临床与病理：**是一种慢性脊髓退行性疾病。脊髓空洞症广义上包括脊髓内囊腔形成及脊髓中央管扩张积水，前者洞壁由胶质细胞和纤维组成，后者由室管膜细胞构成。

**CT表现：**CT平扫表现为髓内边界清楚的低密度囊腔，CT值等同于脑脊液，相应脊髓外形可膨大、正常或萎缩。

# 2.2.2 头颈部病变

## 1) CT检查技术

① 眼和眼眶，扫描平面采用横断面和冠状面，范围包括眶上、下壁，分别摄软组织窗和骨窗照片。

② 鼻和鼻窦，平扫常规采用横断面和冠状面扫描，包括骨窗和软组织窗。CT增强：某些血供丰富的病变或肿瘤，及疑有眼眶或颅内侵犯的病例。

③ 咽部，可分为鼻咽、口咽、下咽三部。

咽部采用横断面或冠状面，口咽和下咽部使用横断面5 mm连续扫描，拍摄软组织窗，颅底部要拍摄骨窗照片。CT增强采用横断面5 mm连续扫描，鼻咽部有时采用冠状面扫描。

④ 喉部，CT平扫应包括会厌尖——声门下区下，采用横断面3~5 mm连续扫描，拍摄软组织窗照片，必要时加骨窗照片。CT增强行喉部3~5 mm横断面扫描。

⑤ 耳部，CT扫描平面分为横断面和冠状面。横切面扫描范围自外耳道下缘至岩锥上缘，层厚一般使用2 mm，分别重建两侧耳部。

⑥ 颈部，颈横断面连续扫描，投照软组织窗，必要时投照骨窗照片，可进行咽、喉腔内窥镜重建。

## 2) 正常CT表现

### (1) 眼和眼眶

**眶壁：**眼眶顶壁为前颅凹底，其前部为额骨水平板，后部由蝶骨小翼组成，外上方

有泪腺囊。内壁前部由上颌骨额突和泪骨组成，后部为筛骨纸板和蝶骨体。外壁前部由额骨额突和颧骨额突组成，后部为蝶骨大翼。下壁为上颌窦顶壁，由颧骨、上颌骨和腭骨眶板组成。眶后壁大部由蝶骨组成。CT 平扫骨窗显示眶壁结构清晰，高密度骨质光滑整齐，颧突和额突部骨髓腔骨小梁细密。

眼球：眼球近似球形，分眼球壁和内容物两部分。眼球壁由三层膜组成，外膜前部为角膜，后部为巩膜；中层为葡萄膜，由虹膜、睫状体、脉络膜组成；内层为视网膜。眼内容物包括房水、晶体和玻璃体。CT 平扫显示眼球球壁呈境界清晰中等密度环，前房和玻璃体呈均匀低密度区，晶体呈梭形高密度（图 2.2.13）。

球后组织：包括球后脂肪、视神经、眼动脉和眼上静脉等。CT 平扫肌锥呈肌肉组织密度；视神经呈中等密度；球后脂肪呈均匀低密度；眼动脉和眼上静脉呈条状中等密度，CT 增强血管强化明显。

泪器：泪器由泪腺和泪道组成。CT 平扫见泪腺位于眼球外上呈均匀中等密度，泪点和泪小管不易显示，泪囊可见，鼻泪管呈低密度。

### （2）鼻和鼻窦

上颌窦居眶下方，鼻腔两侧，由内壁、外壁、前壁、顶壁、底壁构成，呈尖向下的三角形窦腔。筛窦呈蜂窝状，居鼻中隔两侧面和眼眶之间，外壁为眶内侧壁，分前组筛窦和后组筛窦。额窦多呈扇形，腔内可有骨性分隔。蝶窦位于蝶鞍下方呈类圆形。鼻腔下中为鼻中隔，两侧各有上、中、下鼻甲粘膜较厚。CT 平扫骨窗显示鼻窦和鼻中隔、鼻骨、鼻甲骨质清晰锐利，鼻窦腔充满低密度空气，鼻道和鼻窦开口也为低密度气体。软组织窗显示鼻窦黏膜菲薄光滑，鼻甲呈中等密度，鼻窦开口规则（图 2.2.14）。CT 增强显示鼻窦黏膜和鼻甲强化明显。



图 2.2.13 眼部正常 CT 平扫轴位图

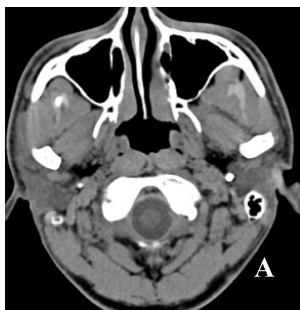


图 2.2.14 副鼻窦轴位 CT 平扫图像

### （3）咽部

鼻咽部居鼻腔后，上界颅底，下界软腭。顶壁由蝶骨和枕骨组成，其外侧为颞骨岩部和破裂孔；后壁为枕骨基底部及第一、二颈椎椎体；前壁为鼻后孔及鼻中隔后缘；外壁为咽鼓管口、咽鼓管圆枕、咽侧隐窝。CT 横断面见两侧咽隐窝对称，咽鼓管圆枕和咽鼓管口清楚，鼻咽黏膜、黏膜下层外肌群形态及咽旁间隙组织如颈内动脉、颈静脉等结构。

口咽部上起软腭悬雍垂，下止于舌骨平面。CT 横断面扫描可显示口咽黏膜、黏膜下咽缩肌、咽旁间隙、咽柱、扁桃体组织。

下咽部上起舌骨平面，下止食管入口，由下咽侧壁、两侧梨状隐窝组成。CT 横断面

清楚地显示下咽后壁黏膜，黏膜下颈长肌群；两侧梨状隐窝对称，大小一致，黏膜面光滑整齐。食管上开口部呈软组织密度位于环状软骨后区及气管后（图 2.2.15）。

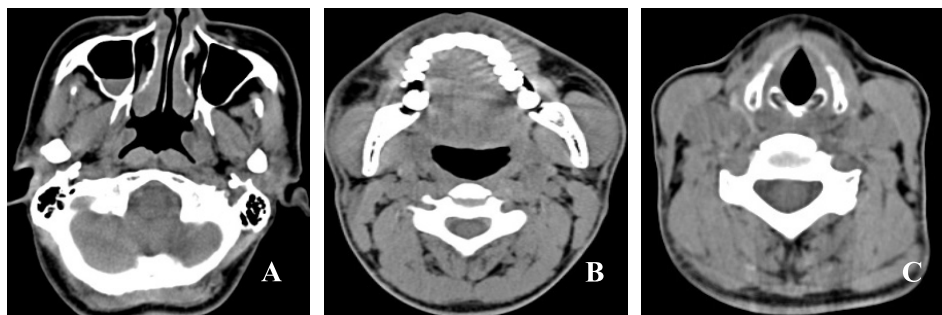


图 2.2.15 咽部正常 CT 平扫轴位图

#### （4）喉部

喉部上通下咽下接气管，其壁由软骨、肌肉、韧带和纤维组织膜等组成，内覆黏膜。软骨包括会厌软骨、甲状软骨、环状软骨、杓状软骨等；肌肉分为喉内肌和喉外肌；韧带包括舌骨会厌韧带、甲状会厌韧带、杓会厌韧带、室韧带、声韧带等。喉腔分为声门上区、声门区和声门下区。喉间隙有会厌前间隙、声门旁间隙及喉旁间隙（图 2.2.16）。CT 增强扫描见喉黏膜部强化明显。

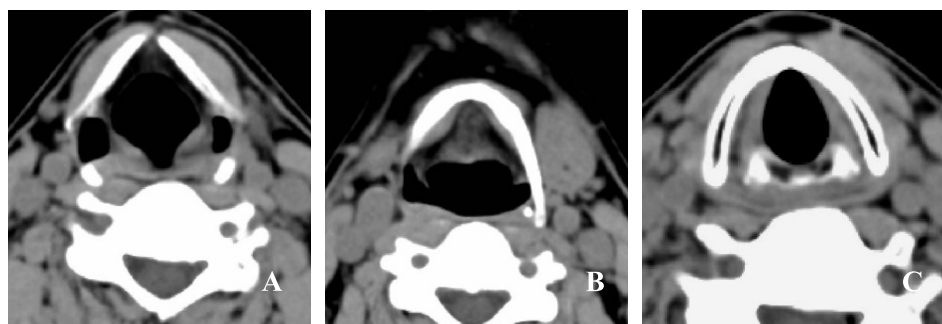


图 2.2.16 正常喉部 CT 平扫轴位图像

#### （5）耳部

耳部分为外耳、中耳和内耳三部，大部分居颞骨内。

外耳包括耳廓和外耳道，CT 可以分辨其结构和形态。

中耳包括鼓膜、鼓室、咽鼓管及乳突有关结构，CT 检查调节合适的窗宽可显示鼓膜呈线状结构。鼓室分鼓室上隐窝、鼓室本部、鼓室下隐窝，HRCT 能良好地显示听小骨形态、位置及其间关节关系，显示面神经鼓室段走行。咽鼓管由软骨部和骨部组成，CT 可显示骨部。鼓窦为鼓室上隐窝外上方空腔，通过不规则孔道开口于鼓室上隐窝，鼓窦与乳突气房相通，HRCT 可显示鼓窦及其开口。

内耳主要由前庭、耳蜗、半规管组成。前庭居骨迷路中部，耳蜗之后，半规管之前，呈椭圆形。耳蜗居前庭之前，形似蜗牛壳。半规管有三个，水平、前垂直及垂直半规管，居前庭后方（图 2.2.17）。

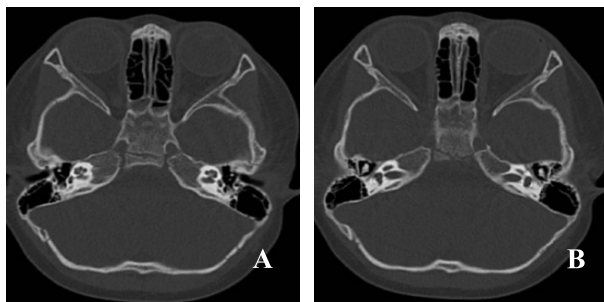


图 2.2.17 正常耳部轴位 CT 平扫图像

### (6) 颈部

颈部包括皮肤、皮下、肌肉、血管、神经、淋巴结、筋膜、结缔组织等。CT 平扫可分辨颈部软组织，皮及皮下脂肪呈较均匀低密度带。肌肉、血管、神经、淋巴结均呈中等密度，各组织间有结缔组织、脂肪组织呈低密度区（图 2.2.18）。CT 增强可良好观察血管形态和走行。

颞下窝是中颅凹底下头颈部三角形窝，前缘以上颌窦后壁为界；内缘为蝶骨翼板和翼外肌内缘；外缘为下颌骨升支和咬肌；后缘为茎突和颈动脉鞘膜。其内有颞肌的深头部和下颌骨喙突。翼腭窝为上颌窦后壁和蝶骨翼板间纵行窄隙，内有蝶额神经节和上颌血管分支。咽旁间隙为咽基底膜外的组织间隙，分为前间隙和后间隙。血管为颈动脉和静脉。神经为第 9~12 对颅神经和交感神经干。

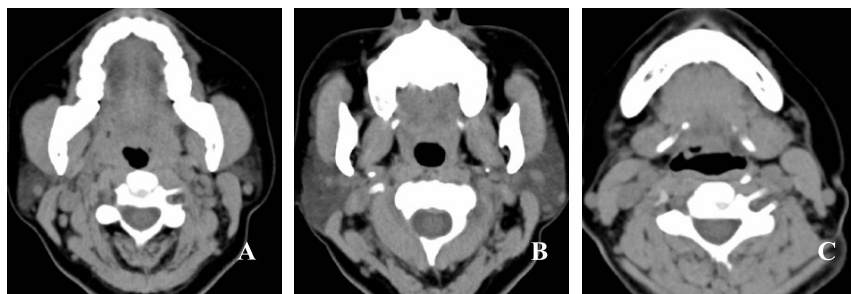


图 2.2.18 颈部正常 CT 平扫轴位图像

### 3) 常见疾病

#### (1) 炎性假瘤 (inflammatory pseudotumor)

临床与病理：为眼眶非特异性炎症，本病早期病理改变为水肿、渗出和少量炎细胞浸润，后期病变部位纤维化。

CT 表现：CT 平扫表现为眼环增厚，眼球后形态不规则中等密度肿块包绕眼球；眼外肌增粗多见于肌腱处；视神经增粗，视神经与眼球连续处呈三角形；增强见病变呈不均匀轻度强化。

#### (2) 血管瘤 (hemangioma of the orbit)

临床与病理：为眶内最常见的肿瘤，病理上通常有完整包膜，镜下由高度扩张的窦状血管组成。

CT 表现：CT 平扫见肿瘤大多数位于眼球后方，少数位于两侧或下方，呈圆形、椭圆形，境界清楚，其内密度均匀，为中等或偏高密度肿块，增强肿瘤强化明显，肿瘤压

迫周围组织结构，使之移位。

### (3) 化脓性鼻窦炎 (pyogenic sinusitis)

临床与病理：病理表现鼻窦黏膜充血、水肿、渗出，黏膜增厚。慢性期以黏膜肥厚为主，可有肉芽组织增生及息肉形成。

CT表现：CT平扫病变初期见窦腔黏膜增厚，后渗出物充满窦腔时见窦腔密度增高，如窦口可见脓气液平面存在（图 2.2.19）；慢性期窦壁黏膜明显，窦壁骨质吸收密度减低；晚期窦壁骨质硬化增厚，并向腔内突出隔嵴，黏膜增厚，窦腔变小，或伴息肉肿物形成。

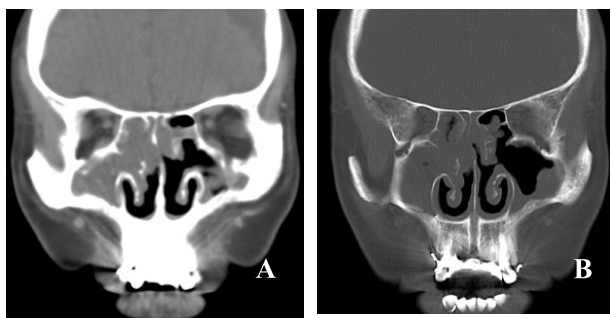


图 2.2.19 副鼻窦炎

图 2.2.19 中 A 及 B 示双侧筛窦、双侧上颌窦内黏膜增厚，并可见液性低密度影，鼻中隔向左移位。

### (4) 乳头状瘤 (papilloma)

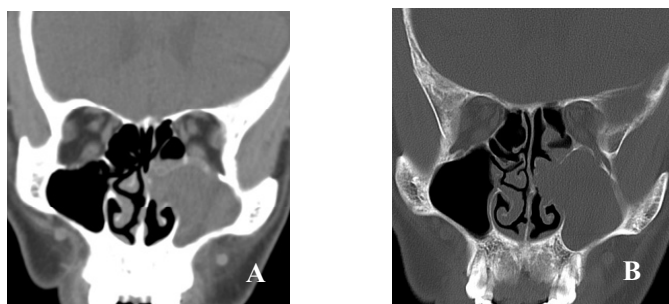
临床与病理：病理上为上皮细胞高度增生，向黏膜下基层内乳头状或杵状内翻增生，形成分枝状隐窝或鳞状细胞巢，上皮细胞类型多样化。

CT表现：CT平扫鼻腔外侧壁，鼻甲不规则状中等密度肿块，鼻中隔受压移位，鼻外侧壁骨质吸收破坏；鼻窦腔扩大，窦内充满不甚均匀中等密度组织，窦壁骨质变薄或破坏，周围组织受压移位。CT增强示病变呈不均匀轻-中等强化。

### (5) 鼻窦恶性肿瘤 (malignant tumor of paranasal sinuses)

临床与病理：鼻窦癌以上颌窦癌多见，其次为筛窦癌。

CT表现：CT平扫窦壁膨胀扩大，窦壁骨质破坏，窦腔内肿瘤呈中等密度，肿瘤可向周围组织侵犯，如侵入颞下窝，破坏翼腭窝，破坏眶壁侵入眶内压迫眼球，侵入鼻腔后鼻孔，破坏颅底侵入前、中颅凹等（图 2.2.20）。CT增强肿瘤不均匀中等强化，颈淋巴结可肿大转移。



A 右侧上颌窦内可见软组织肿块影

B 骨窗可见临近骨质破坏

图 2.2.20 上颌窦癌

#### (6) 咽后及咽旁脓肿 (retro-parapharyngeal abscess)

临床与病理：咽后和咽旁为由疏松结缔组织、肌肉、筋膜构成的间隙，这些间隙感染脓肿为临床常见疾病。

CT 表现：CT 平扫见脓肿部软组织肿胀，呈低密度区，结核脓肿有时脓肿壁钙化。肿胀组织边缘清，突向咽气道，致气道变形，脓肿与深部组织分界清或不清。增强见脓肿壁强化较明显，脓液不强化。

#### (7) 鼻咽癌 (nasopharyngeal carcinoma)。

临床与病理：病理学分为未分化、低分化和高分化癌三种，有鳞癌、腺癌、泡状核细胞癌等细胞类型。

CT 表现：CT 平扫咽隐窝、消失、隆起，咽顶、后侧壁肿块突向鼻咽腔。病变向前突向鼻孔，侵犯翼腭窝，破坏蝶骨翼板及上颌窦筛窦后壁进入眶内；向后侵犯头长肌、枕骨斜坡、环椎前弓侧块，侵犯舌下神经管；向外侵犯咽鼓管圆枕、腭张肌、腭提肌、翼内肌、翼外肌，侵入颞下窝、颈动脉鞘、茎突；向上破坏颅底及通过卵圆孔、破裂孔进入颅内；向下侵犯口咽、喉等。同时可见淋巴结肿大，主要位于颈深链淋巴结。CT 增强见病变呈不均匀中等强化。

#### (8) 喉癌 (carcinoma of the larynx)

临床与病理：多发生于声门区，声门上区癌次之，肿瘤以浸润型、菜花型多见，可向上、前后、内外生长，并引起淋巴结转移。

CT 表现：CT 平扫可以发现会厌、假声带、真声带、声门下区的肿瘤位置及其侵犯程度，病变呈会厌、声带密度，突向喉腔内，压迫梨状隐窝使其变小消失。肿瘤可通过前联合侵犯对侧，也可侵入喉旁间隙内，破坏喉软骨板，侵犯喉外肌群组织。肿瘤可局限于会厌、假声带、真声带或声门下区，也可广泛受累。CT 增强扫描见肿瘤强化明显，转移淋巴结较小时均匀强化，较大时呈环状强化。

#### (9) 化脓性中耳乳突炎 (infection of the middle ear and mastoid)

临床与病理：分为急性和慢性两种。慢性者根据病变的性质和程度不同分为单纯型、肉芽肿型和胆脂瘤型。

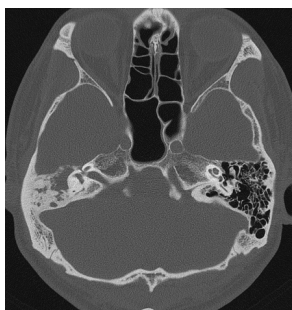


图 2.2.21 中耳乳突炎

CT 表现：HRCT 检查对上述改变显示优于常规 CT 检查，能良好观察鼓室、鼓室盖、鼓窦口、乳突小房的炎症渗出所致密度增高，及各骨骼轻微破坏所致的骨质密度减低或消失（图 2.2.21）。

图 2.2.21 中右侧乳突小房硬化，中耳内见渗出性病灶；右侧听小骨未见明确显示。左侧乳突小房气化良好，听小骨完整显示。

#### (10) 中耳癌 (carcinoma of the middle ear)

临床与病理：大多数为鳞癌。

CT 表现：平扫 HRCT 显示鼓室、外耳道骨壁、听小骨、乳突气房破坏，破坏区呈中等密度；破坏可侵及周围其他组织结构，CT 增强扫描见肿瘤强化较明显。

#### (11) 颈淋巴结转移 (metastatic lymph node)

临床与病理：头颈部淋巴结丰富，约有 300 个，头颈部肿瘤、胸腹部肿瘤均容易引起颈部淋巴结转移。



CT 表现：CT 平扫见肿大淋巴结呈圆形、椭圆形中等密度结节、肿块位于淋巴结区，边缘一般光整，有时多个淋巴结融合成团块，其内密度不甚均匀，境界不清（图 2.2.22）。CT 强化扫描小淋巴结呈均匀强化，较大淋巴结呈环状强化，融合淋巴结团呈不规则强化。



图 2.2.22 肿大淋巴结

图 2.2.22 左侧口咽部可见一个软组织肿块影，边界清楚，密度均匀。

### 2.2.3 胸部病变

#### 1) CT 检查技术

##### (1) CT 平扫

范围从肺尖至膈角，CT 平扫需用肺窗和纵隔窗观察。CT 增强扫描用于肺门及纵隔淋巴结与血管的鉴别、淋巴结的定性诊断及肺内结节病灶的鉴别诊断等。

##### (2) 高分辨 CT 扫描

该扫描比普通 CT 提高了空间分辨率，增加了清晰度。

##### (3) 乳腺 CT 检查

该检查清楚地显示肿块的内部和周围情况；有助于了解腋窝、乳内淋巴和肺内转移情况。

#### 2) 胸部正常 CT 表现

##### (1) 呼吸系统正常 CT 表现

胸壁：胸壁前部有胸骨和胸锁关节，同一 CT 层面显示部分肋骨。胸壁后部有胸椎及后部肋骨。肩胛骨位于胸壁两侧。胸壁的各组肌肉也在纵隔窗显示。胸壁的最外部为皮肤及皮下组织。胸壁前方可见女性乳房的结构。腋窝部有丰富的脂肪。

胸膜：水平叶间裂与 CT 层面平行，其邻近无肺血管影像。斜裂为线状影像，在上部 CT 层面其位置靠后，在下部的 CT 层面其位置逐渐靠前。

支气管、肺动脉和肺静脉：一些支气管呈水平或近似水平方向走行，如右上支气管、右上叶前段和后段支气管，右中叶支气管、右及左下叶背段支气管及左舌叶支气管等。CT 上显示为长轴形态和圆形或椭圆形的环状断面。肺动脉与支气管伴行，其横断面呈小结节影像。肺静脉位于肺段或亚段之间。在 CT 连续层面上，较大肺静脉与肺动脉交替出现。追踪观察相邻数个层面的血管走行可将二者区别。

肺门：主要由肺动脉及肺静脉构成。肺门上部由两上叶支气管、肺动脉上干的分支、

肺静脉上干的肺上静脉构成。右肺门下部由中叶支气管、右下叶支气管、右叶间动脉、右中叶肺动脉、右下叶的肺段支气管和肺动脉构成。左肺门下部由左舌叶肺段支气管的超始部，左下叶的肺段支气管起始部和相应的肺动脉及肺静脉构成。

膈：呈软组织密度影像，两侧的膈脚为凹面向前的线状影。

纵隔：显示纵隔内的心脏、大血管、食管、气管、支气管、膈神经等结构。胸腺位于近胸廓入口的血管前间隙（图 2.2.23）。

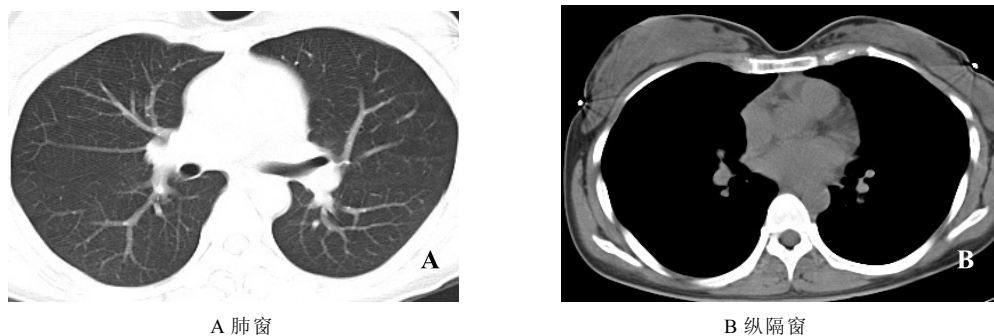


图 2.2.23 正常胸部平扫 CT

### （2）正常乳腺 CT 表现

腺体组织表现为片状软组织密度影，其内可见或多或少的斑点状透亮的脂肪岛。乳腺大导管表现为自乳头向乳腺深部的扇形软组织影，多难以辨认各个乳导管影。

### 3）常见疾病诊断

#### （1）支气管扩张 CT 表现

柱状支气管扩张表现为支气管内腔增宽，为环形或管状影像，可有管壁增厚。支气管内有黏液栓塞时呈柱状或结节状高密度影像。囊状支气管扩张表现为多发的囊状影像，囊壁光滑，囊内可见液平（图 2.2.24）。支气管扩张周围的支气管血管束增粗、紊乱，可合并片状影像，为继发的感染。

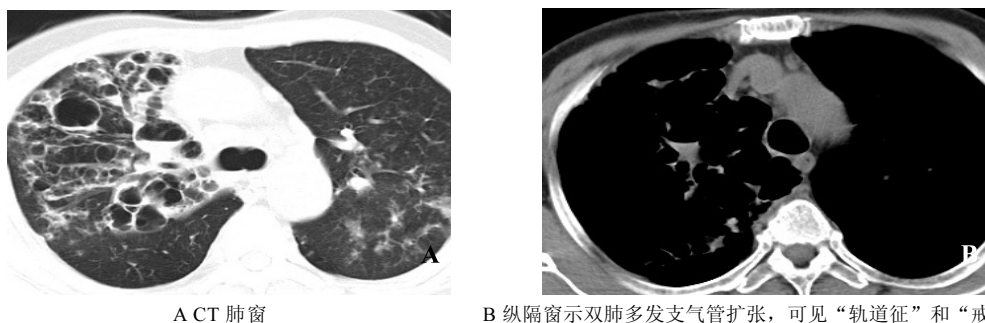


图 2.2.24 支气管扩张

#### （2）气管、支气管异物 CT 表现

CT 检查可发现 X 线平片不能显示的密度较低的异物。

#### （3）大叶性肺炎 CT 表现

充血期表现为边缘模糊的磨玻璃阴影。

实变期表现为大片肺实变，内可见支气管充气征，肺叶实变以叶间裂为界，边缘清楚（图 2.2.25）。

消散期表现为肺实变密度减低，呈散在的斑片状实变。



A CT 肺窗



B 纵隔窗示右上肺大片实变阴影，实变影中有“空气支气管征”

图 2.2.25 大叶性肺炎

#### （4）肺脓肿 CT 表现

吸入性肺脓肿为厚壁空洞，空洞壁的厚度较均匀。洞壁外缘模糊，有片状影，空洞内有液平（图 2.2.26）。血源性肺脓肿的多发斑片状或结节影内可有气液平面。慢性肺脓肿的边缘比较清楚。有的病例空洞的形态不规则，周围有纤维条索影。



A CT 肺窗示右肺中叶可见一个空洞影



B CT 纵隔窗示病变内可见气液平面

图 2.2.26 肺脓肿

#### （5）肺结核 CT 表现

##### ① 原发型肺结核。

原发综合征：表现为肺内原发灶及肺门淋巴结增大，在二者之间有时可见条索状阴影，即结核性淋巴管炎，三者呈哑铃状。

胸内淋巴结结核：淋巴结多在 2 cm 以下，淋巴结融合后形成较大的肿块，CT 增强扫描淋巴结可均匀强化及边缘强化。

##### ② 血行播散型肺结核。

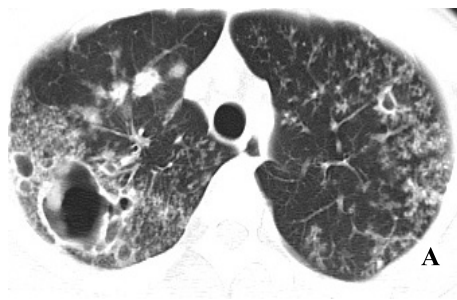
急性血行播散型肺结核：两肺弥漫粟粒状结节影像，结节的大小基本一致，多数为 1~3mm，少数结节可达 5 mm。结节可融合成较大的病灶。结节的边缘清楚，在肺内的分布较均匀，可位于肺部的各个部位。

亚急性及慢性血行播散型肺结核：两肺多发结节阴影，大小不等。为粟粒状或较大

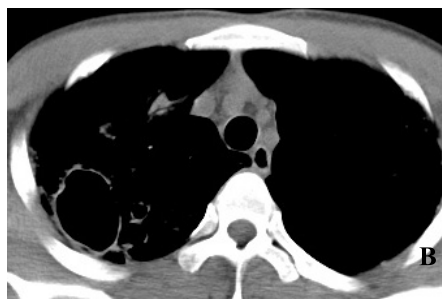
的病灶，密度不均匀，密度较高与较低病灶同时存在，有的病变为钙化灶。病灶的分布不均匀，上叶比下叶的病变多。

### ③ 浸润型肺结核。

显示浸润阴影中的空洞，结核空洞一般为薄壁空洞，无液平，有卫星病灶(图 2.2.27)。CT 容易显示结核球的空洞及钙化，结核球边缘清楚，光滑，无分叶或轻度凹凸不平状。增强扫描无强化或仅有包膜强化。干酪性肺炎为肺叶及肺段的实变，密度较高，有不规则形空洞。



A CT 肺窗



B 纵隔窗示双肺可见多发大小不等的薄壁空洞影及腺泡结节影

图 2.2.27 肺结核

### ④ 慢性纤维空洞型肺结核。

肺叶体积缩小，密度不均匀，可清楚显示病变内的结节、空洞、条索、斑片及胸膜增厚，有空气支气管征及支气管扩张。肺硬变的肺叶有较明显的支气管扩张。

### ⑤ 结核性胸膜炎。

位于后下胸腔的弧形、凹面向前的密度均匀的影像，胸腔积液较多时临近的肺组织被压缩成肺不张，表现为液体前内侧的带状高密度影像。慢性期病例可见液体周围的壁层及脏层胸膜增厚及钙化。

### (6) 错构瘤 CT 表现

结节或肿块状，直径多在 2~3 cm，瘤体内可有斑点状或爆米花状钙化及脂肪密度(图 2.2.28)。错构瘤边缘清楚、光滑，增强后多数病灶无明显强化。



A CT 肺窗



B CT 纵隔窗示左肺下叶可见一个类圆形肿物影，其内可见爆米花样钙化

图 2.2.28 肺错构瘤

### (7) 支气管肺癌 CT 表现

#### ① 中央型肺癌。

早期肺癌：CT 可显示支气管有轻度狭窄、管壁增厚或腔内结节。CT 对支气管阻塞

的继发改变的显示比X线平片敏感。

中、晚期肺癌：螺旋CT的气管、支气管的多平面重建及三维立体重建图像可使气管支气管树清楚显示。可显示支气管狭窄的程度、范围及狭窄远端的情况，并可了解肿瘤向管腔外侵犯的范围（图2.2.29）。CT仿真支气管内窥镜为无创性的检查支气管内腔的技术，可观察支气管腔内的病变形态。但此法不易反映早期及细微的大体病理形态。

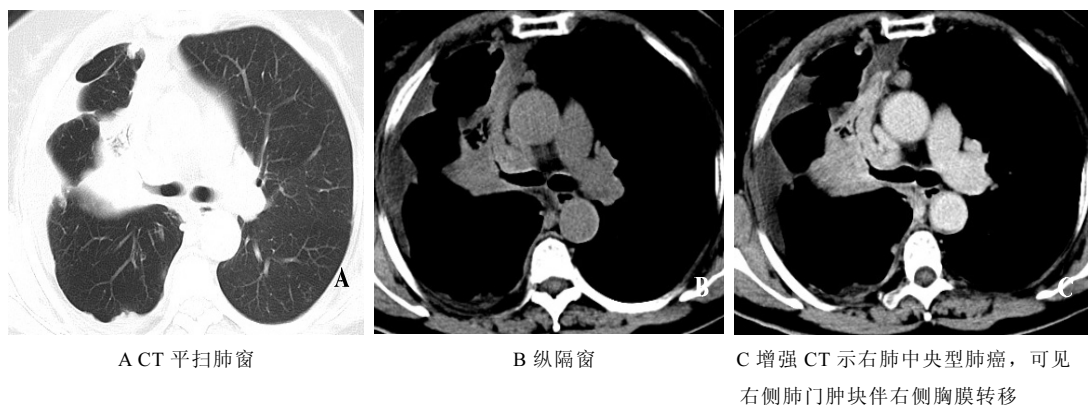


图 2.2.29 中央型肺癌

## ② 周围型肺癌。

早期周围型肺癌：CT表现包括肿瘤的密度、边缘及周围征象三个方面。肿瘤的密度一般较均匀，部分结节可见“空泡征”，为结节内数毫米的低密度影。肿瘤的边缘毛糙和分叶征较多见。肿瘤的周围征象中，“胸膜凹陷”是肿瘤与胸膜之间的线形或三角形影，有的肿瘤的周围血管向肿瘤集中，在肿瘤处中断或贯穿肿瘤，称“血管纠集征”，累及的血管可为肺动脉或肺静脉。增强后肺癌的密度比平扫增加15~20Hu，呈均一强化（图2.2.30）。

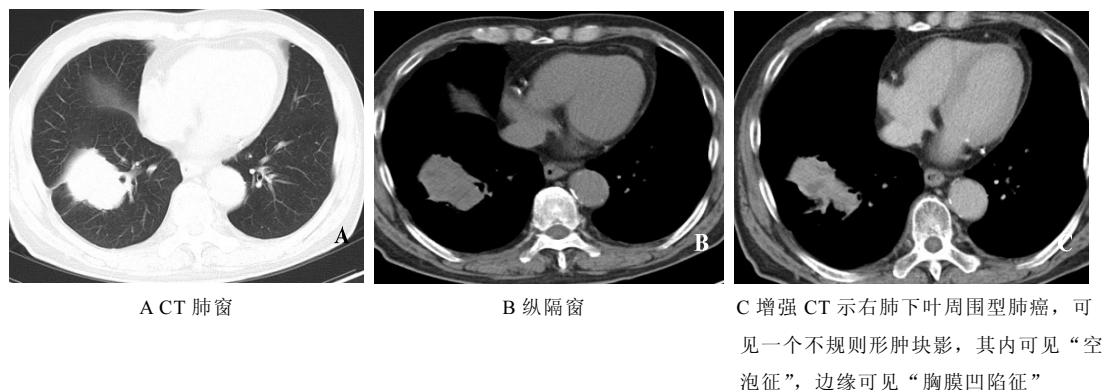


图 2.2.30 周围型肺癌

中、晚期周围型肺癌的表现如下。

瘤体的密度：多数肿瘤的密度较均匀。较大的肿瘤可有钙化。肿瘤坏死后可形成空洞，多为厚壁空洞，洞壁厚薄不均，内壁有结节（图2.2.31）。

瘤体边缘：多数肿瘤具有分叶征。在肿块与支气管、血管相连处及胸膜陷入的部位可形成明显的凹陷。部分肿块边缘呈浅分叶状或光滑。肿瘤的边缘较毛糙，但也可边缘清楚。

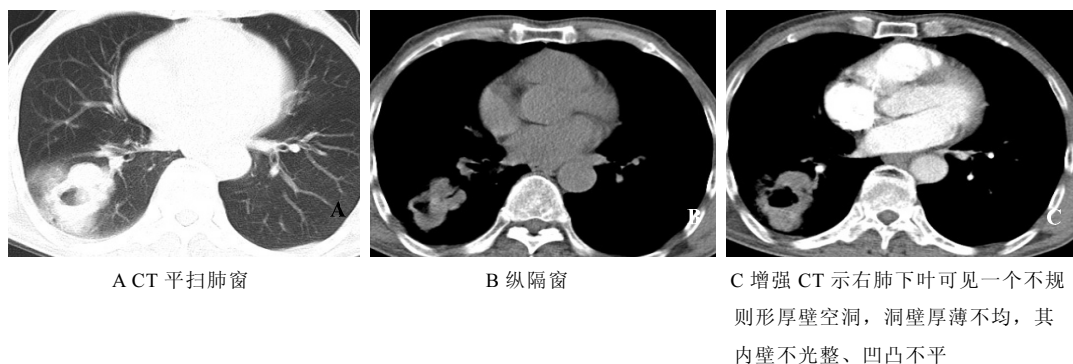


图 2.2.31 周围型肺癌

#### 弥漫型肺癌：

为两肺多发病灶及肺段、肺叶的实变影像。两肺多发病灶为结节或斑片状影像，结节大小不等，其密度相似，以两肺中下部分较多，HRCT 有助于病变形态、分布的显示。肺叶、段实变的密度不均，合并有小结节影像，有的可见空气支气管像。含气的支气管不规则狭窄、扭曲及呈现僵硬感。

#### (8) 肺转移瘤 CT 表现

血行转移为单发、多发结节或粟粒结节病变。结节病灶的边缘清楚光滑，以中下肺野多见。粟粒性转移结节的密度较为一致，但大小不均匀（图 2.2.32）。

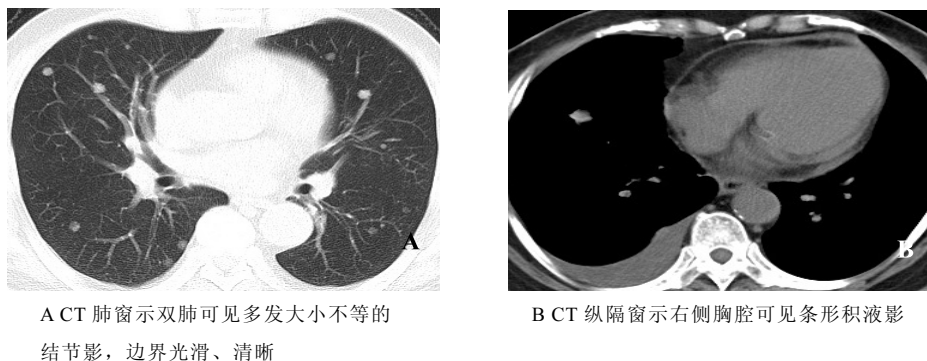


图 2.2.32 肺转移瘤

#### (9) 胸腺瘤 CT 表现

CT 有助于显示胸腺瘤囊变及钙化。实性肿瘤增强扫描有不同程度的强化。

#### (10) 畸胎类肿瘤 CT 表现

CT 可显示肿瘤的囊性区域、脂肪组织、软组织影和钙化。CT 检查发现骨质和牙齿影对畸胎瘤的诊断和鉴别诊断有重要意义。

#### (11) 淋巴瘤 CT 表现

CT 扫描易于显示纵隔单发或多组肿大淋巴结，增强轻度均匀强化。

#### (12) 神经源性肿瘤 CT 表现

肿瘤位于后纵隔，为圆形、类圆形或纺锤状，边缘光滑，可有浅分叶征。少数病例

可有肿瘤坏死的低密度灶及钙化的高密度灶。部分病例可见椎间孔增大或肿瘤对胸椎的侵蚀。

## 2.2.4 腹盆部病变

### 1. CT 检查技术

#### 1) 上腹部

CT 扫描前 6~8 小时禁食,扫描前嘱患者饮水约 800~1000ml,充分充盈胃腔。增强扫描多采用三期(肝动脉期、门静脉期、肝实质期)增强方式。

#### 2) 下腹部

肾脏、输尿管 CT 平扫无须特殊准备,膀胱检查须在膀胱充盈状态下进行。肾脏增强检查分别获得皮质期、实质期和排泄期图像,膀胱和输尿管获得早期和延迟期增强图像。

#### 3) 生殖系统

女性盆腔:CT 检查需作准备。扫描前 12 小时口服 1.5%泛影葡胺液体充盈小肠和结肠,并于检查前经肛门注入对比剂使直肠、乙状结肠显影,多饮水,使膀胱充盈。已婚妇女在阴道内放置纱布卷(低密度并含气),以便阴道膨胀,从而突出宫颈和子宫。常规先平扫,再做增强扫描。

男性盆腔:CT 扫描对前列腺的形态,大小及毗邻关系显示十分清楚;在前列腺疾病诊断上,CT 除对前列腺增生、前列腺癌等疾病较为准确的诊断外,还可对增生的大小进行量化及分度、对前列腺癌进行分期。

### 2. 腹盆部正常 CT 表现

#### 1) 上腹部

肝脏:CT 平扫肝实质呈均匀的软组织密度,高于脾、胰、肾等脏器,肝脏轮廓光滑,肝门区内有肝动脉、门静脉和胆管进出。肝内门静脉和肝静脉密度低于肝脏,显示为管道状或圆形影。增强扫描肝实质和肝内血管均有强化,动脉期肝内动脉明显强化,肝实质无强化,动脉呈明显的高密度影像。门静脉期门静脉和肝静脉强化明显,肝实质开始强化,CT 值逐渐升高。门脉晚期或肝实质期,门静脉和肝静脉内对比剂迅速下降,肝实质达到强化的峰值,此时静脉血管的密度与肝实质相当或低于后者。

胆道:平扫肝内胆管通常不能显影,肝总管位于肝门区,呈圆形低密度影,胆总管胰头上段及胰头段分别位于胰头上区域和胰头内后方,呈圆形低密度影。胆囊横断面上呈卵圆形,位于方叶下方的胆囊窝内,内容物为水样密度,增强扫描肝内胆管不显示或为规则细小的树枝状低密度影,从肝门向肝周延伸,由粗到细,胆道壁可强化。胆囊壁强化,胆囊内液体不强化。

胰腺:CT 平扫胰腺呈弯曲的带状影,弓形向腹侧,背侧紧邻门静脉主干和脾静脉。它分为头、颈、体、尾部并由粗逐渐变细,胰腺呈软组织密度。老年人胰腺萎缩,胰腺可呈羽毛状,且较中年人细小。胰管通常不能显示,胆总管胰头段呈圆形低密度影,直径 1 cm 为正常范畴。增强扫描胰腺均匀强化。

脾脏:脾脏位于左上腹,胰尾与左肾之间,CT 图像上脾脏近似于新月形或内缘凹陷

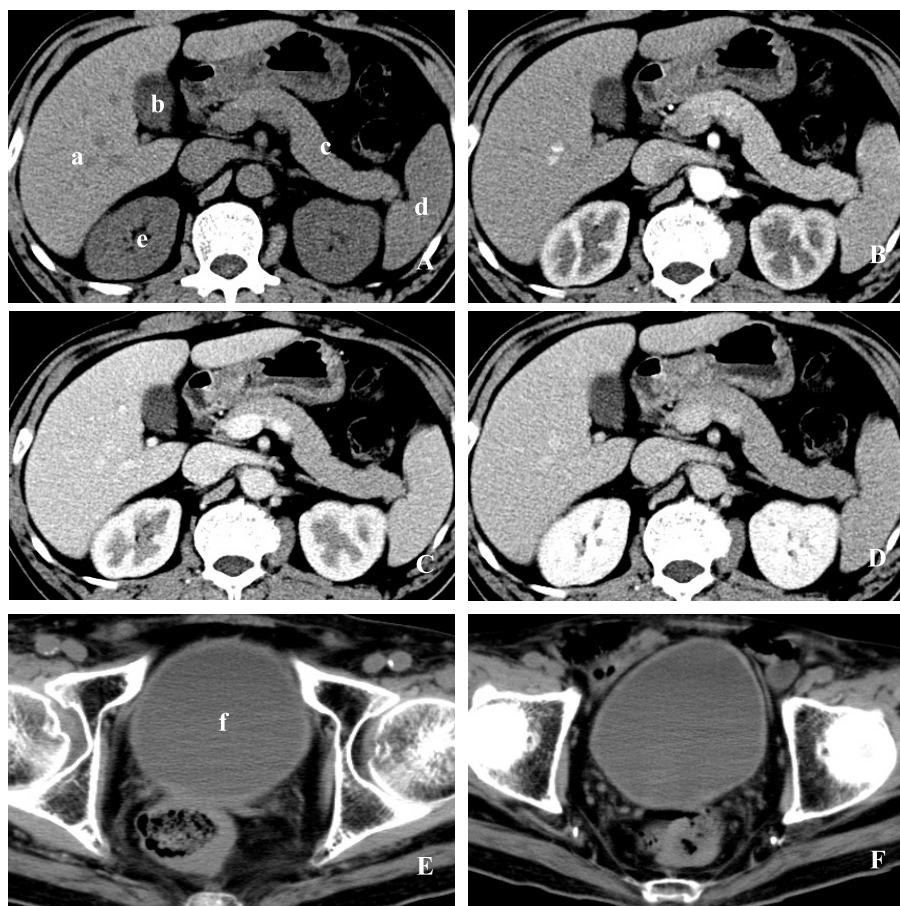
半圆形。密度均匀，略低于肝脏。增强扫描动脉期皮质强化高于髓质，静脉期和实质期脾脏的皮髓质密度逐渐均匀一致。

## 2) 下腹部

CT 平扫肾脏表现为脊柱两侧的圆形或椭圆形软组织密度影，边缘光滑、锐利，肾的中部层面见肾门内凹，指向前内。肾动脉和静脉呈窄带状软组织影，自肾门向腹主动脉和下腔静脉走行。除肾窦脂肪呈较低密度和肾盂呈水样密度外，肾实质密度是均一的，不能分辨皮、髓质。增强早期肾血管和肾皮质明显强化，髓质仍呈较低密度，能清楚分辨出肾的皮、髓质。增强晚期肾实质强化程度减低，肾盏、肾盂明显强化。

输尿管 CT 平扫自肾盂向下连续追踪大多数能识别出正常输尿管腹段的上、中部分，呈点头软组织密度影，位于腰大肌前缘处。增强后延迟扫描输尿管腔内充盈对比剂而呈点状致密影。

膀胱 CT 平扫膀胱易于识别，其大小、形态与充盈程度有关。充盈较满的膀胱呈圆形、椭圆形或类方形。膀胱腔内液均为水样密度。膀胱壁显示为厚度均一的薄壁软组织影。增强检查早期显示膀胱壁强化，30~60 分钟延迟扫描见膀胱腔为均一高密度。



A. 平扫；B. 动脉期；C. 门脉期；D. 平衡期示正常肝胆脾胰、肾脏、膀胱 CT 增强表现  
(a 肝脏、b 胆囊、c 胰腺、d 脾脏、e 肾脏、f 膀胱)

图 2.2.33 腹部及盆腔正常 CT 图像



### 3) 盆腔

子宫体在CT上显示为横置的密度较高的椭圆形或圆形软组织影，CT值40~70Hu，子宫体中央密度稍低。子宫前方为膀胱，后方有直肠。膀胱、子宫、直肠之间可有肠袢存在。宫颈在宫体下方层面，呈梭形组织影，长径一般不超过3.0cm。正常大小卵巢在CT上一般不显示，卵巢内有较大的卵泡时常可显影，CT表现为附件区类圆形的囊性低密度影，边界光整，长径一般不超过3.0cm。

在耻骨联合下缘以下的层面可见前列腺呈圆形或卵圆形密度较均匀的软组织影。其两侧可见提肛肌，后方以直肠膀胱筋膜与直肠相隔（图2.2.33）。

## 3. 常见疾病诊断

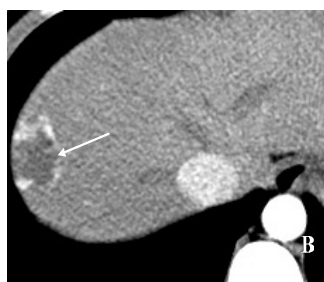
### 1) 肝海绵状血管瘤 (cavernous hemangioma of the liver)

临床与病理：常多发，由扩张的血窦组成，可有血栓形成，大小不一。

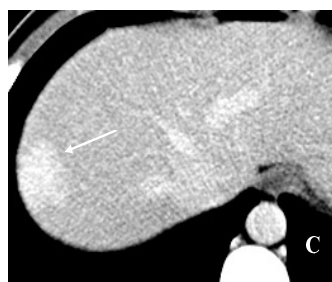
CT表现：平扫表现单发或多发类圆形低密度灶，边缘清晰，大的瘤体内中部有时可见不规则更低密度影。增强扫描动脉期病灶边缘增强，可呈结节状，与血管密度相同，其后强化向中央扩展，直至与肝组织完全呈等密度。瘤内血栓或纤维化部分始终为低密度（图2.2.34）。



A CT平扫：肝右叶可见一个类圆形低密度肿块



B 增强动脉期病灶边缘结节状明显强化



C 延迟扫描，肿块接近于完全强化

图 2.2.34 肝海绵状血管瘤

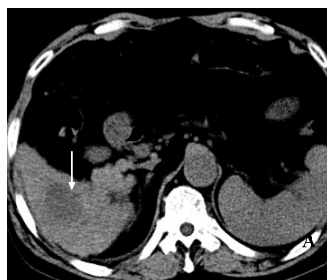
### 2) 肝细胞癌 (hepatocellular carcinoma)

临床与病理：常在慢性肝炎和肝硬化基础上发生。大体病理解剖分为巨块型、结节型和弥漫型。小肝癌为单个癌结节最大直径不大于3cm，且数目不能超过2个。

CT表现：平扫示肿瘤大多呈不均匀低密度影，癌灶内合并坏死和囊变则密度更低，新鲜出血密度增高。肿瘤多边界不清，少数有边缘清楚的包膜。增强扫描动脉期肿瘤明显强化，病灶高于正常肝组织，门脉期和肝实质期，病灶密度下层迅速下降，逐渐低于正常肝，造影剂呈“快进快出”表现（图2.2.35）。肿瘤可造成局部膨隆，肝叶增大，肝内管道和肝门推移。肝癌侵犯门脉时可见血管内充盈缺损，转移时可见肝门、腹膜后淋巴结肿大。

### 3) 肝转移瘤 (metastatic hepatic carcinoma)

临床与病理：肝脏是转移性肿瘤的好发部位，多来自门静脉系统引流的脏器，如结肠、胃、胰等，其次也有乳癌、肺癌、肾癌、卵巢癌等。肿瘤常多发。



A CT 平扫肝右叶一个类圆形低密度灶



B 动脉期病灶内可见明显不均匀强化



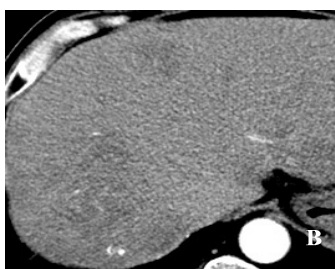
C 门脉期病灶强化迅速廓清，符合肝癌“快进快出”强化特点

图 2.2.35 原发性肝细胞癌

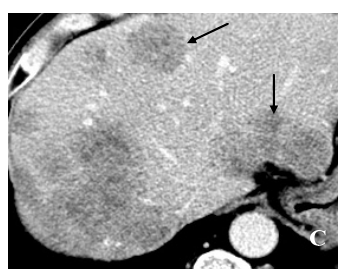
CT 表现：平扫呈多发的类圆形低密度影，大小不等，边缘可光整或不光整，可有囊变、出血、钙化。增强扫描时多数病灶有不同程度的不均匀强化，病灶边缘更清楚，其典型表现是病灶中心为低密度灶，边缘呈环状强化，最外缘密度又低于正常肝，呈“牛眼征”（图 2.2.36）。少数血供丰富的肿瘤动脉期呈显著强化，类似于原发性肝癌。



A 平扫肝内可见多发类圆形低密度影，界限欠清晰



B 增强病灶呈不均匀强化，边缘反而显示更加清晰



C 部分病灶呈“牛眼征”（箭头所指）

图 2.2.36 肝脏转移瘤

#### 4) 肝脓肿 (liver abscess)

临床与病理：可单发或多发，脓肿中心为脓液和坏死肝组织，周围有纤维组织包裹和炎症细胞浸润及水肿。

CT 表现：平扫示脓腔为单发或多发低密度区，圆形或椭圆形，边界较为清楚，脓肿壁呈稍高于脓腔但低于正常肝的环形带，可见气体或液平。增强 CT 脓腔不强化，脓肿壁呈环形强化，轮廓光滑，厚度均匀（图 2.2.37）。

#### 5) 肝囊肿 (liver cyst)

临床与病理：可单发、多发或甚至多囊肝，囊液清亮无色或淡黄色，合并出血时呈咖啡色。

CT 平扫：表现为单个或多个、圆形或椭圆形、密度均匀、边缘光整低密度区，增强后囊肿不强化，显示更清楚（图 2.2.38）。

#### 6) 肝硬化 (cirrhosis)

临床与病理：是以肝细胞变性、坏死、再生、纤维组织增生、肝结构和血管循环体

系改建为特征的一种病理过程。



A CT 平扫肝内可见多个环形低密度区



B 增强扫描脓腔内容物不强化，脓腔壁可见环形强化

图 2.2.37 肝脓肿



A CT 平扫肝左叶可见一个类圆形低密度灶，界限清晰



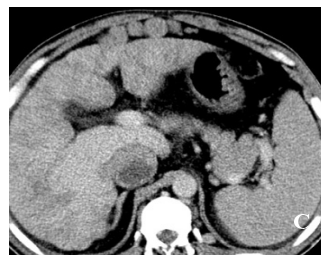
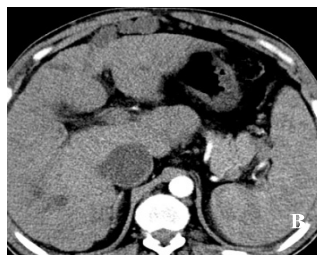
B 动脉期



C 门脉期病灶未见异常强化

图 2.2.38 肝囊肿

CT 表现：早期肝硬化肝脏正常或增大，中晚期则肝脏缩小，肝轮廓呈结节状凸凹不平，肝叶比例失调，通常是肝左叶和尾状叶增生肥大，肝门和肝裂增宽，脾脏增大，可伴有腹水，增强 CT 可显示簇状或条索状曲张的胃底食管静脉（图 2.2.39）。



A CT 平扫显示肝脏体积增大，肝裂增宽，肝尾状叶及左叶体积增大，脾脏增大；  
B 及 C 增强后可见食管胃底静脉明显曲张

图 2.2.39 肝硬化合并门脉高压

### 7) 脂肪肝 (fatty liver)

临床与病理：是指肝内脂肪积聚，多数为弥漫性浸润，少数可局限于肝脏的某一个叶或段。

CT 表现：平扫可表现为局灶或弥漫性低密度影（图 2.2.40）。CT 值低于脾脏和血管

影，增强时肝内低密度灶无强化，但病灶内血管分支显示清楚，其形态走向正常。

图 2.2.40 中肝脏密度均匀降低，明显低于脾脏密度。

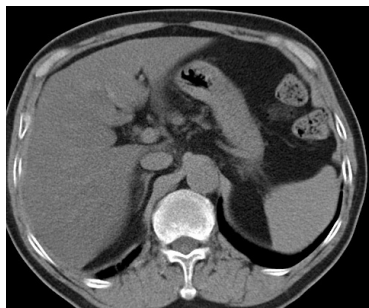


图 2.2.40 脂肪肝

### 8) 胆系结石

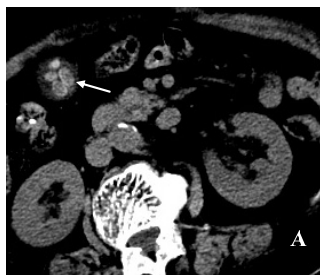
临床与病理：胆囊结石 (gallbladder stone) 根据结石的化学成分不同，平扫可表现高密度结石、等密度结石、低密度结石。胆管结石按照部位又可分为肝外胆管结石、肝内胆管结石。

CT 表现如下。

① 胆囊结石：根据化学成分不同，可表现为高密度结石、等密度结石、低密度结石、环状结石 (图 2.2.41 A)。

② 胆管结石

胆总管结石：根据化学成分不同，可表现为高密度结石、等密度结石、低密度结石等，同时伴有胆总管梗阻 (图 2.2.41 B)。



A 胆囊结石



B 胆总管结石



C 肝内胆管结石

图 2.2.41 胆道结石

肝内胆管结石：肝内管状、点状、不规则状高密度影，沿胆管走行分布 (图 2.2.41 C)。

### 9) 胆囊癌 (gallbladder carcinoma)

临床与病理：以腺癌多见，腺癌可分为乳头状、浸润型和黏液型等。

CT 表现如下。

平扫：胆囊壁增厚、单发或多发结节突向腔内、肿块可占据整个胆囊，并侵犯邻近肝组织，此时肝内见边界不清的低密度区 (图 2.2.42 A)；

增强扫描：不规则增厚的胆囊壁或肿块有明显强化 (图 2.2.42 B)。



A CT 平扫可见胆囊壁不规则增厚，密度不均



B 增强 CT 可见胆囊壁不规则异常强化

图 2.2.42 胆囊癌

### 10) 胰腺癌 (pancreatic carcinoma)

临床与病理：多起源于导管上皮细胞，80%癌肿发生在胰头部。

CT表现如下：

- ① 胰腺头、体、尾部癌有相应部位的胰腺肿块，平扫多为低密度影，少数为高密度或等密度肿块（图 2.2.43 A）。肿瘤较大使胰腺轮廓局限性隆起，小肿瘤胰腺外形可正常。
- ② 肝内胆管、胆总管、胰管呈不同程度扩张。
- ③ 增强扫描动脉期肿瘤强化低于正常胰腺组织，表现为相对低密度影；门静脉期肿瘤仍为低密度灶，但与正常胰腺的密度差较动脉期缩小（图 2.2.43 B）。
- ④ 肿瘤侵犯可侵犯门静脉、脾静脉、肠系膜上静脉等血管，引起肝脏转移，肝门淋巴结及腹膜后淋巴结转移（图 2.2.43 C）。

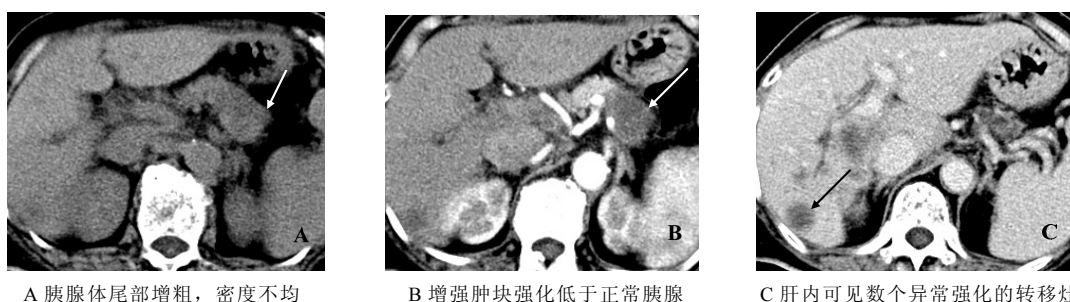


图 2.2.43 胰腺癌伴肝内转移

### 11) 胰腺炎 (pancreatitis)

#### (1) 急性胰腺炎

临床与病理：急性胰腺炎系胰液自身消化所致的化学性炎症，可分为水肿型和出血坏死型。

CT表现：CT平扫表现为胰腺体积明显增大，多为弥漫性增大，也可局为局限性增大。由于胰腺水肿，可致胰腺密度减低，形态不规则。炎性渗出导致胰腺边缘模糊，与周围器官分界不清，肾周筋膜增厚。增强扫描可见胰腺均匀强化。急性出血坏死型胰腺炎除胰腺增大更明显之外，还可见胰腺内坏死的更低密度区，也可见出血的高密度灶。同时炎性渗出更明显，可见胰周积液和腹水，液体可进入小网膜囊内或肾周及肝等部位（图 2.2.44）。增强扫描胰腺水肿区强化，坏死区无强化。



图 2.2.44 急性胰腺炎

## (2) 慢性胰腺炎

临床与病理：多由急性胰腺炎迁延、反复发作而形成。造成胰腺广泛纤维化，质地变硬呈结节状，腺泡及胰岛均有不同程度的萎缩消失，胰管和间质可有钙化和结石形成。

CT 表现：轻型病例 CT 表现可完全正常，其阳性病例 CT 表现为胰腺大小正常、缩小或增大；胰管呈串珠状或管状扩张，部分病例可伴有胆总管扩张。胰管结石或沿胰管分布的胰腺实质内钙化，是其特征性改变。胰腺内、外假性囊肿形成。肾周筋膜增厚（图 2.2.45）。



A CT 平扫显示胰腺萎缩，胰管内可见多发结石



B CT 增强可见胰管呈串珠状扩张

图 2.2.45 慢性胰腺炎

## 12) 泌尿系结石 (urinary lithiasis)

临床与病理：包括肾脏结石、输尿管结石和膀胱结石。

CT 表现：CT 平扫即能确切显示位于肾盏和/或肾盂内的高密度结石影，并可发现某些平片难以显示的阴性结石，也表现为较高密度影。输尿管结石绝大多数是由肾结石下移而来，CT 平扫显示输尿管走行区内的点状或结节状高密度钙化影，其上下径常大于横径，上方输尿管多有不同扩张，并于高密度钙化影处呈突然截断。膀胱结石 CT 检查呈膀胱腔内致密影（图 2.2.46）。



A 左肾盂点状结石



B 膀胱前壁结石

图 2.2.46 泌尿系结石

## 13) 肾囊肿 (renal cyst)

临床与病理：常见的是肾单纯性囊肿和多囊性肾病。肾单纯性囊肿可单发或多发，内为浆液，壁薄并内衬不连续上皮。

CT表现：CT平扫肾实质内边缘锐利的圆形水样密度，壁薄而难以显示，可为单发或多发，累及一侧或双侧肾脏，较大囊肿常向肾外突出（图 2.2.47）。增强检查病变无强化。

#### 14) 肾脏血管平滑肌脂肪瘤（renal angioleiomyolipoma）

临床与病理：也称肾错构瘤，由不同比例的平滑肌、血管和脂肪组织构成。

CT表现：CT可显示肿瘤的组织特征，即肾实质不均质肿块内有脂肪性低密度灶（图 2.2.48）。增强检查病灶呈不均一强化。肿瘤可并有急性出血表现。



图 2.2.47 双肾多发囊肿

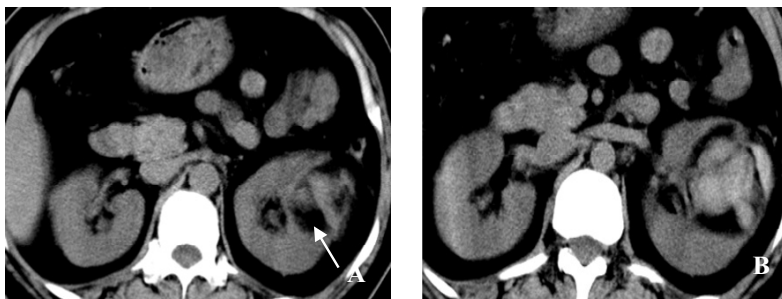


图 2.2.48 肾血管平滑肌脂肪瘤

图 2.2.48 中左肾肿块内密度不均，可见脂肪密度（箭头），软组织密度及出血密度影（双箭头）。

#### 15) 肾癌（renal carcinoma）

临床与病理：透明细胞癌常见，易发生在肾上极或下极，周边受压肾实质可形成假性包膜。

CT表现：CT平扫肾癌表现为肾实质肿块，呈类圆形或分叶状，常明显突向肾外。较小肿瘤密度可均一，大的肿瘤密度多不均。增强检查早期肿瘤多为明显不均一强化，中心有不规则无强化低密度灶，由于周围肾实质强化而呈相对低密度且不均一肿块（图 2.2.49）。



A 右肾 CT 平扫可见类圆形低密度肿块影，界限清晰

B 动脉期病灶内可见不均匀强化

C 门脉期病灶强化程度迅速减低，周围可见低密度包膜影（箭头所示）

图 2.2.49 肾癌

肿瘤向外侵犯致肾周脂肪密度增高、消失及肾筋膜增厚；肾静脉和下腔静脉瘤栓形成时，可见静脉内充盈缺损；淋巴结转移常发生在肾血管和腹主动脉周围，呈多个类圆形软组织密度结节影。

#### 16) 膀胱癌 (carcinoma of urinary bladder)

临床与病理：肿瘤易发生在膀胱三角区及两侧壁，表面可有溃疡，少数肿瘤尚可钙化。

CT表现：平扫可见由膀胱壁突向腔内的结节、分叶或菜花状软组织密度肿块，大小不等，表面可有点状钙化，常位于膀胱侧壁和三角区。部分肿瘤仅见局部膀胱壁不规则增厚。增强检查，早期肿块有强化，延迟扫描呈腔内低密度充盈缺损（图 2.2.50）。当膀胱癌发生壁外侵犯时，周围脂肪密度增高而出现软组织密度的条索状或肿块影。肿瘤还可侵犯周围器官，并可发生盆腔淋巴结转移。



A CT 平扫显示膀胱壁不规则增厚，周围毛糙



B 增强后可见不均匀异常强化

图 2.2.50 膀胱癌

#### 17) 子宫肌瘤 (myoma of uterus)

临床与病理：多为球形的实质性肿瘤，肿瘤常多发，也可单发。其发生部位可位于黏膜下、肌层内或浆膜下，肌层内肌瘤最多见。

CT表现：CT平扫子宫呈分叶状增大或局部见向外突起的实性肿块，质地较为均匀，边界清晰（图 2.2.51）。其内可有坏死、钙化。增强扫描时肿瘤内可见不均匀强化。



图 2.2.51 子宫肌瘤

图 2.2.51 中子宫体部可见向上方突起的类圆形肿块，密度均匀，界限清晰，膀胱呈受压改变。



### 18) 子宫颈癌 (carcinoma of uterine cervix)

临床与病理：组织学分为鳞状上皮癌和腺癌两种。

CT表现：宫颈增大，并出现软组织肿块，呈中等密度。肿块增大时，其中心可发生坏死。晚期可侵犯子宫及宫旁组织，并可累及膀胱和直肠，增强扫描肿块多呈不规则强化。同时，盆腔内可出现淋巴结转移，血行转移少见。

### 19) 子宫体癌 (carcinoma of uterine body)

临床与病理：肿瘤可分为局限或弥漫型。肿瘤可累及宫体或宫颈，或穿破肌层侵及邻近器官。

CT表现：早期宫体癌不引起子宫增大时，CT平扫难以发现。如肿瘤侵及子宫壁的厚度1/3以上，增强扫描示肿瘤组织不均匀强化，其内不规则低密度坏死区，周围正常的子宫组织均匀强化。晚期宫体癌常使子宫呈不对称或局部分叶状增大。肿瘤侵及宫颈时致宫颈增大。当发生广泛盆腔播散时可致盆腔所有脂肪间隙消失。宫体癌堵塞宫颈口时可产生子宫积水、积血或积脓。

### 20) 卵巢囊肿 (ovarian cyst)

临床与病理：分单纯性囊肿、滤泡囊肿、黄素囊肿、巧克力囊肿等。囊肿壁薄且光滑。切面为单一囊腔，腔内充满液体。

CT表现：囊性低密度区，CT值为0~15 Hu，囊壁薄而光整，增强扫描囊壁有强化。

### 21) 卵巢囊腺瘤 (cystic adenoma of ovary)

临床与病理：分为浆液性和黏液性两种。浆液性囊腺瘤单房多见，囊壁薄，内壁光滑，囊内充满淡黄色清澈液体；多房囊内可见乳头，乳头可伴有砂粒样钙化。黏液性囊腺瘤常为多房性，体积较大，囊壁厚，囊内含胶冻样黏液，囊内少见乳头。

CT表现：为附件区单房或多房性囊性肿块，肿块边界光整。浆液性种腺瘤呈水样密度，囊壁薄，体积一般较小，囊壁上可见乳头状软组织突起。黏液性囊腺瘤囊内液性密度稍高，囊壁较厚，体积大，囊壁上很少有乳头状突起，而且多为单侧发生。增强扫描时，囊壁及乳头状突起有轻度均匀强化，囊腔不强化。

### 22) 前列腺增生 (prostatic hyperplasia)

临床与病理：多发生在移行区和中央区，增生的组织形成多发球状，正常的前列腺组织受挤压被推向外围而形成假性包膜。

CT表现：正常前列腺上界不超过耻骨联合上缘10 mm。耻骨联合上20~30 mm见到前列腺可确诊前列腺增大。增大的前列腺压迫并突入膀胱底部，其表现类似膀胱内肿块。

### 23) 前列腺癌 (prostatic cancer)

临床与病理：多为腺癌，多发生于边缘叶，常为多病灶。

CT表现：对仅限于包膜内的癌结节的显示有一定的限度，有时CT可显示前列腺内密度稍低的癌结节或前列腺轮廓出现轻度隆起或不规则。当癌体积增大并突破包膜侵犯邻近结构时，前列腺明显增大，边缘不规则，密度不均匀，肿瘤最常侵及精囊腺，通过尿道黏膜累及膀胱或直接侵犯膀胱壁。

## 2.2.5 骨关节病变

### 1. 骨关节 CT 检查技术

#### 1) 四肢骨关节

检查时应尽量将病变部分及其对侧部分同时扫描，以便作两侧对照观察。

一般横断面扫描：根据病变的性质和范围决定层厚，一般为 5 mm 或 10 mm。由于骨的软组织的 CT 值相差很大，一般对同一层图像需要用较低的窗位和较窄的窗宽（如 L60，W300）来观察软组织，并有较高的窗位和较大的窗宽（如 L400，W1500）来观察骨组织。

增强扫描：对于软组织病变和骨病变的软组织肿块常须进行增强扫描以进一步了解病变是否强化、强化的程度和有无坏死等。增强扫描常对确定病变的范围和性质有较大的帮助。

#### 2) 脊柱

脊柱的 CT 检查一般先在定位像上标定扫描层面和层面方向。椎间盘病变扫描层厚多用 2~5 mm，脊椎病变则多为 5~10 mm。

### 2. 骨关节正常 CT 表现

#### 1) 四肢骨关节

在以骨窗显示的 CT 图像上，可以很好地显示骨皮质和骨小梁，前者表现为高密度的线状或带状影而后者表现为细密的网状影。骨干的骨髓腔因骨髓内的脂肪成分而表现为低密度（图 2.2.52）。

CT 能很好显示关节骨端和骨性关节面，后者表现为线样高密度影。关节软骨常不能显示。在适当的窗宽和窗位时，可见关节囊、周围肌肉和囊内外韧带的断面，这些结构呈中等密度影。正常关节腔内的少量液体在 CT 上难以辨认。关节间隙为关节骨端间的低密度影。



A CT 平扫纵隔窗



B CT 三维重建显示胸骨、胸椎



C CT 重建显示肋骨和胸椎

图 2.2.52 正常胸廓 CT 轴位及肋骨 CT 重建

#### 2) 脊柱

CT 横断面像上，以经过椎体中部的层面可见由椎体、椎弓根和椎弓板构成椎管骨环，

环的两侧有横突，后方可见棘突；椎体的断面呈后缘向前凹的圆形。在经过椎体上部和下部的层面，椎体断面呈后缘向前凹的肾形，其后方可见椎间孔和上下关节突。黄韧带为软组织密度，附着在椎弓板和关节突的内侧。硬膜囊居椎管中央，呈软组织密度，其与壁间有数量不等的脂肪组织。在椎间盘层面，可见椎间盘影，其密度低于椎体高于硬膜囊（图 2.2.53）。

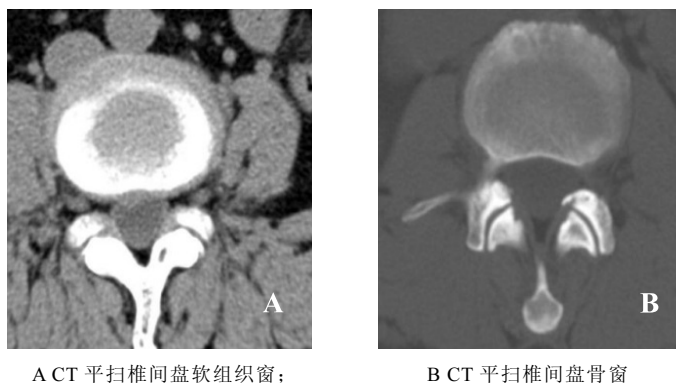


图 2.2.53 正常椎间盘及椎体 CT 轴位图像

### 3. 常见疾病诊断

#### 1) 骨折 CT 表现

CT 是平片的重要补充，可发现平片上不能发现的隐匿骨折。对于结构复杂和软组织重叠部位骨折，CT 比平片能更精确显示骨折及其移位情况。但当骨折线与 CT 扫描平面平行时，可能漏掉骨折，因此不能单凭 CT 就排除骨折，一定要结合平片。不易观察骨折的整体情况及其缺点，但三维重建可以全面直观地了解骨折情况（图 2.2.54）。



A 双侧跟骨轴位 CT 平扫骨窗；B 及 C 为 CT 三维重建示左侧跟骨骨折

图 2.2.54 跟骨骨折

#### 2) 椎间盘突出 CT 表现

##### ① 直接征象。

椎间盘后缘向椎管内局限性突出，密度与相应椎间盘一致，形态不一，边缘规则或不规则（图 2.2.55）。

突出的椎间盘可有大小、形态不一的钙化。



图 2.2.55 椎间盘突出

Schmorl 结节表现为椎体上或下缘、边缘清楚的陷窝状压迹，常上下对称出现，其中心密度低为突出的髓核及软骨板，外周为反应性骨硬化带。

#### ② 间接征象。

硬膜外脂肪间隙变窄、移位或消失。

硬膜囊前缘或侧方及神经根受压移位。

图 2.2.55 为 CT 平扫软组织窗显示椎间盘向椎体左后缘突出，压迫左侧神经根。

### 3) 化脓性骨髓炎 CT 表现

#### ① 急性化脓性骨髓炎。

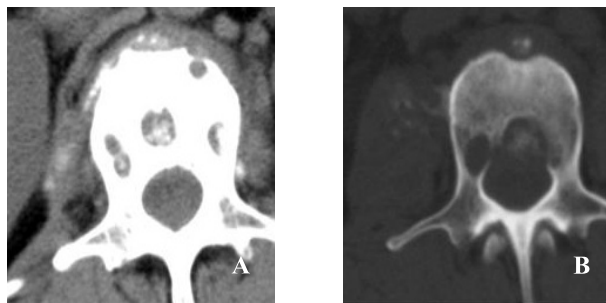
CT 能很好显示急性化脓性骨髓炎的软组织感染、骨膜下、骨髓内的炎症、骨质破坏。平片难于显示的小骨破坏区和小死骨以及软组织改变，CT 均能清晰显示。

#### ② 慢性硬化性骨髓炎。

该病症主要表现为骨膜增生，皮质增厚，髓腔狭窄或闭塞，呈局限或广泛的骨质硬化，与正常骨质无明显界限。在骨质硬化区一般无骨质破坏，也无死骨形成。

### 4) 脊椎结核 CT 表现

CT 与 X 线相比能更清楚地显示骨质破坏，特别是较隐蔽和较小的破坏；可帮助了解脓肿位置及大小，与周围大血管、组织器官的关系，是显示椎管内受累情况（图 2.2.56）。



A CT 平扫软组织窗显示椎旁腰大肌脓肿；B CT 骨窗示腰椎体及椎间盘破坏

图 2.2.56 脊椎结核

### 5) 骨软骨瘤 CT 表现

与 X 线所见相同，CT 可以显示骨皮质和骨松质与载瘤骨相延续的肿瘤基底，从而明确诊断。增强扫描无明显强化。

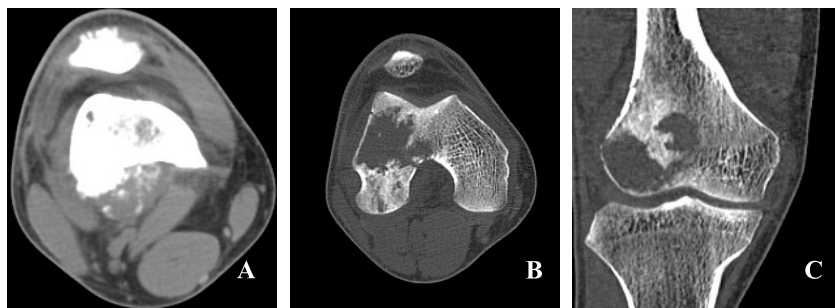
### 6) 骨巨细胞瘤 CT 表现

与 X 线所见相同，还可更清晰显示骨性包壳。肿瘤内密度不均，可见低密度的坏死区，有时可见液-液平面。此外，CT 对解剖结构较复杂的部位和侵袭性较强的肿瘤，也都能很好地显示肿瘤的相应特征。

### 7) 骨肉瘤 CT 表现

CT 所见与 X 线所见相同，但 CT 发现肿瘤骨较 X 线平片敏感（图 2.2.57 和图 2.2.58），

增强扫描肿瘤的实质部分（非骨化的部分）可有较明显地强化，使肿瘤与瘤内坏死灶和周围组织容易区分。



A CT 平扫软组织窗；B CT 平扫骨窗；C CT 三维冠状位重建，显示股骨内骨质破坏区，邻近软组织肿胀，未见骨膜增生

图 2.2.57 骨肉瘤

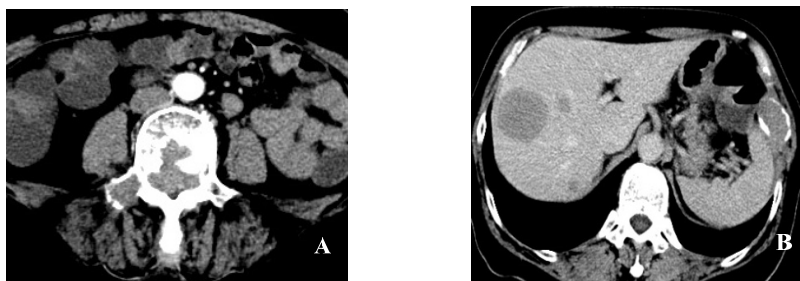


A CT 软组织窗；B CT 骨窗示右侧肱骨头骨肉瘤，可见骨质破坏，低密度的骨髓被软组织肿块所取代

图 2.2.58 骨肉瘤

### 8) 骨转移瘤 CT 表现

CT 显示骨转移瘤远较 X 线平片敏感，还能清楚显示局部软组织肿块的范围、大小以及与邻近脏器的关系。溶骨型转移表现为松质骨或/和皮质的低密度缺损区，边缘较清楚，无硬化，常伴有不太大的软组织肿块（图 2.2.59）。成骨型转移为质骨内斑点状、片状、棉团状或结节状边缘模糊的高密度灶，一般无软组织肿块，少有骨膜反应。混合型则兼有上述两型病灶的表现。CT 显示脊椎转移瘤多发生于椎体，然后蔓延至椎弓根。



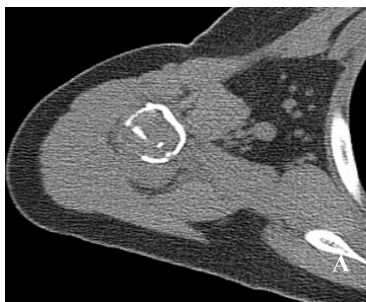
A CT 增强图像示脊椎转移

B 肝转移及左侧肋骨骨转移，可见骨质破坏，均伴有软组织肿块形成

图 2.2.59 骨转移瘤

### 9) 骨囊肿 CT 表现

病灶内为均匀的液体密度影，其骨壳完整（图 2.2.60）。



A CT 平扫轴位软组织窗



B CT 三维重建图像示右侧肱骨见卵圆形骨质缺损区，边界清楚，受累区骨皮质膨胀变薄，周围未见软组织肿块影，囊肿内呈均匀一致的水样低密度

图 2.2.60 骨囊肿

## 第 3 章 MRI 诊断

### 3.1 MRI 成像原理

#### 3.1.1 MRI 技术原理和基本概念

MRI 检查技术是在物理学领域发现磁共振现象的基础上，于 20 世纪 70 年代继 CT 之后，借助电子计算机技术和图像重建数学的进展与成果而发展起来的一种新型医学影像检查技术。

通过对静磁场中的人体施加某种特定频率的视频脉冲，使人体组织中的氢质子受到激励而发生磁共振现象，当终止射频脉冲后，质子在弛豫过程中感应出 MR 信号；经过对 MR 信号的接收、空间编码和图像重建等处理过程，即产生 MR 图像，这种成像技术就是 MRI 技术。人体内氢核丰富，而且用它进行磁共振成像的效果最好，因此，目前 MRI 常规用氢核来成像。

##### 1) 质子的纵向磁化

氢原子核只有一个质子，没有中子。质子带正电荷，并能自旋运动，因此产生磁场，每个质子均为一个小磁体，其磁场强度和方向用磁矩或磁矢量来描述。在人体进入静磁场以前，体内质子的磁矩取向是任意和无规律的，因此磁矩相互抵消，质子总的净磁矢量为零。如果进入一个强度均匀的静磁场（外磁场），则质子的磁矩按外磁场的磁力线方向呈有序排列，其中平行于外磁场磁力线的质子处于低能级状态，数目略多，而反平行于外磁场磁力线的质子处于高能级状态，数目略少，相互抵消的结果是产生一个与静磁场磁力线方向一致的净磁矢量，称为纵向磁化。

##### 2) 进动

在静磁场中，有序排列的质子不是静止的，而是作快速的锥形旋转，称为进动。进动速度用进动频率（即每秒进动的次数）表示。外磁场场强越强，进动频率越快。

##### 3) 磁共振现象与横向磁化

当向静磁场中的人体发射与质子进动频率相同的射频脉冲时，质子才能吸收射频跃迁到高能级，从而使纵向磁化减少。与此同时，射频脉冲还使质子处于同步同速进动，即处于同相位。这样，质子在同一时间指向同一方向，其磁矢量也在该方向叠加起来，产生横向磁化。

##### 4) 弛豫与弛豫时间

终止射频脉冲后，宏观磁化矢量并不立即停止转动，而是逐渐向平衡态恢复，此过程称为弛豫，所用的时间称为弛豫时间。弛豫的过程即为释放能量和产生 MR 信号的过程。

① 纵向弛豫与横向弛豫：中断射频脉冲后，质子释放能量，逐一从高能状态返回到低能状态，因此纵向磁化逐渐增大，直至缓慢恢复到原来的状态，此过程呈指数规律增

长,称为纵向弛豫;与此同时,质子不再被强制处于同步状态(同相位),由于每个质子处于稍有差别的磁场中,开始按稍有不同频率进动,指向同一方向的质子散开,导致横向磁化很快减少到零,此过程也呈指数规律衰减,称为横向弛豫。

② 纵向弛豫时间与横向弛豫时间:纵向磁化由零恢复到原来数值的 63% 时所需的时间,称为纵向弛豫时间,简称  $T_1$ ;横向磁化由最大衰减到原来值的 37% 时所需的时间,称为横向弛豫时间,简称  $T_2$ 。

③  $T_1$  和  $T_2$  反映物质特征,而不是绝对值。 $T_1$  的长短同组织成分、结构和磁环境有关,与外磁场场强也有关系; $T_2$  的长短与外磁场和组织内磁场的均匀性有关。人体正常与病变组织的  $T_1$  和  $T_2$  是相对恒定的,而且相互之间有一定的差别,这种组织间弛豫时间上的差别,是 MRI 的成像基础。

### 5) 脉冲序列与信号加权

MRI 是通过一定的脉冲序列实现的。

① 脉冲序列:施加射频脉冲后,纵向磁化减少、消失,横向磁化出现。使纵向磁化倾斜  $90^\circ$  的脉冲为  $90^\circ$  脉冲,而倾斜  $180^\circ$  的脉冲则为  $180^\circ$  脉冲。施加  $90^\circ$  脉冲后,等待一定时间,施加第二个  $90^\circ$  脉冲或  $180^\circ$  脉冲,这种连续施加的脉冲即为脉冲序列。脉冲序列决定着将从组织获得何种信号。

② 重复时间(repetition time, TR)指在脉冲序列中,两次射频激励脉冲之间的间隔时间。TR 的长短决定着能否显示出组织间  $T_1$  的差别,使用短 TR 可获得  $T_1$  信号对比。

③ 回波时间(echo time, TE)指从射频激励脉冲开始至获得回波的时间。TE 决定  $T_2$  信号加权,使用长 TE 可获得  $T_2$  信号对比。

④  $T_1$  加权像( $T_1$  weighted image,  $T_1$ WI)、 $T_2$  加权像( $T_2$  weighted image,  $T_2$ WI)和质子密度加权像(proton density weighted image, PDWI)自旋回波脉冲序列是临床最常用的脉冲序列之一。在 SE 序列中,选用短 TR(通常小于 500 ms)、短 TE(通常小于 30 ms)所获得图像的影像对比主要由  $T_1$  信号对比决定,此种图像称为  $T_1$ WI。选用长 TR(通常大于 1500 ms)、长 TE(通常大于 80 ms)所获得图像的影像对比主要由  $T_2$  信号对比决定,此种图像称为  $T_2$ WI。选用长 TR、短 TE 所获得图像的影像对比,既不由  $T_1$  也不由  $T_2$  信号对比决定,而主要由组织间质子密度差别决定,此种图像称为 PDWI。

## 3.1.2 MRI 图像特点

### 1) 多参数成像

MRI 是多参数成像,其成像参数主要包括  $T_1$ 、 $T_2$  和质子密度等,可分别获得同一解剖部位或层面的  $T_1$ WI、 $T_2$ WI 和 PDWI 等多种图像;在 MRI 中, $T_1$ WI 上的影像对比主要反映的是组织间  $T_1$  的差别; $T_2$ WI 上的影像对比主要反映的是组织间  $T_2$  的差别;而 PDWI 上的影像对比主要反映的是组织间质子密度的差别。几种正常组织在  $T_1$ WI 和  $T_2$ WI 上的信号张度和影像灰度如表 3.1 所示。

### 2) 多方位成像

MRI 可获得人体轴位、冠状位、矢状位及任意倾斜层面的图像,有利于解剖结构和病变的三维显示和定位。



表 3.1 几种正常组织在  $T_1$ WI 和  $T_2$ WI 上的信号强度和影像灰度

	脑白质	脑灰质	肌肉	脑脊液和水	脂肪	骨皮质	骨髓质	脑膜
$T_1$ WI 信号强度	较高	中等	中等	低	高	低	高	低
$T_1$ WI 影像灰度	白灰	灰	灰	黑	白	黑	白	黑
$T_2$ WI 信号强度	中等	较高	中等	高	较高	低	中等	低
$T_2$ WI 影像灰度	灰	白灰	灰	白	白灰	黑	灰	黑

### 3) 流动效应

体内流动的液体中的质子与周围处于静止状态的质子相比,在 MR 图像上表现出不同的信号特征,称为流动效应。血管内快速流动的血液,在 MR 成像过程中受到射频脉冲激励,但在终止射频脉冲后采集 MR 信号时已经流出成像层面,因此接受不到该部分血液的信号,呈现为无信号黑影,此现象称为留空效应。血液的留空效应使血管腔不使用对比剂即可显影,是 MR 成像中的一个特色。

流动血液的信号还与流动方向、流动速度及层流和湍流有关。在某些状态下,流动液体还可表现为明显的高信号。

### 4) 质子弛豫增强效应与对比增强

一些顺磁性和超顺磁性物质使局部产生磁场,可缩短周围质子弛豫时间,磁效应称为质子弛豫增强效应,这一效应是 MRI 行对比剂增强检查的基础。

## 3.1.3 MRI 检查技术

### 1. 脉冲序列

MR 成像中常用的序列有自旋回波 (spin echo, SE) 序列、梯度回波 (gradient echo, GRE) 序列、反转恢复 (inversion recovery, IR) 序列等,每种序列中又包括多种类型,临床上应根据不同检查部位和目的选择应用。

#### 1) SE 序列

常规 SE 脉冲序列是临床上最常用的成像序列。该序列先发射一次  $90^\circ$  RF 激励脉冲,继而施加一次  $180^\circ$  复相位脉冲使质子相位重聚,产生自旋回波信号。通过调节 TR 和 TE 的长短可分别获得反映组织  $T_1$ 、 $T_2$  及质子密度特性的 MR 图像。其中  $T_1$ WI 具有较高的信噪比,适于显示解剖结构,也是增强检查的常规序列; $T_2$ WI 更易于显示水肿的液体,而病变组织常含有较多的水分,在  $T_2$ WI 上显示为高信号,因而更易于显示病变;PDWI 常可较好地显示出血管结构。

常规 SE 脉冲序列的主要优点是图像质量高,用途广,缺点是扫描时间相对较长。因此,在常规 SE 序列的基础上,开发了快速自旋回波 (fast spin echo, FSE) 序列,使扫描时间显著缩短。

#### 2) GRE 脉冲序列

常用的快速成像序列,具有多种类型,其中常规 GRE 脉冲序列最为敏感,临床应用也最多。该序列由一次小于  $90^\circ$  的小角度 (或稍大于  $90^\circ$ ) 激励脉冲和读出梯度的反转构成。读出梯度的反转用于克服梯度场带来的去相位,使质子相位重聚产生回波,由于梯度复相位产生回波,故称 GRE。

GRE 序列的主要优点是扫描速度快、成像时间短,但空间分辨率及信噪比均较高,主要用于屏气下腹部单层快速扫描、动态增强扫描、血管成像、关节病变等检查。快速 GRE 成像序列进一步提高了扫描速度,能够在一次屏气下完成十几层面的扫描成像。

### 3) IR 脉冲序列

首先使用一次  $180^\circ$  反转脉冲使全部质子的净磁矢量反转  $180^\circ$ ,达到完全饱和;当质子的纵向磁化恢复一定时间后,施加一次  $90^\circ$  脉冲使已恢复的纵向磁化翻转为横向磁化,再施加一次  $180^\circ$  脉冲复相位脉冲,取得 SE,故也称为反转恢复自旋回波(inversion recovery spin echo, IRSE)。

IR 脉冲序列主要用于获得重度  $T_1$ WI,以显示解剖结构,通过选择适当的反转时间(time of inversion, TI)可得到不同质子纵向磁化的显著差异,获得比 SE 脉冲序列更显著的  $T_1$  加权效果。IR 脉冲序列的主要优点是  $T_1$  对比效果好、信噪比高,缺点是扫描时间长。

STIR 脉冲序列是 IR 脉冲序列中的一个类型,特征是选择特殊的  $T_1$  值,恰好使脂肪质子的纵向磁化恢复到 0 点时施加  $90^\circ$  脉冲,因此,在  $90^\circ$  脉冲后脂肪质子无横向磁化而无信号产生。STIR 脉冲序列的主要用途是在  $T_1$ WI 中抑制脂肪的短  $T_1$  高信号,即脂肪抑制。

液体衰减反转恢复脉冲(fluid attenuated inversion recovery pulse, FLAIR)序列是 IR 序列的另一个类型,其特征是选择特殊的  $T_1$  值,使脑脊液信号被抑制,主要用于  $T_2$ WI 和 PDWI 中抑制脑脊液的高信号,使与脑脊液相邻的长  $T_2$  病变显示得更清楚,在中枢神经系统检查中应用价值较大。

### 4) 回波平面成像(echo planar imaging, EPI)

EPI 是目前成像速度最快的技术,可在 30 ms 内采集一幅完整的图像,使每秒钟获取的图像达到 20 幅。EPI 技术可与所有常规成像序列进行组合。EPI 的最大优点是扫描时间极短而图像质量相当高,可最大限度地去除运动伪影,除适用于心脏成像、腹部成像、流动成像外,还可进行灌注和弥散成像等功能成像,此外,还可用于实时 MRI 和介入 MRI。

## 2. 脂肪抑制

短  $T_1$  高信号可来源于脂肪、亚急性期血中、富含蛋白质的液体及其他顺磁性物质,采用如 STIR 等特殊序列可将图像上由脂肪成分形成的高信号抑制下去,使其信号强度降低,即脂肪抑制,而非脂肪成分的高信号不被抑制,保持不变,从而可鉴别出是否为脂肪组织。

### 3. 磁共振血管成像(magnetic resonance angiography, MRA)

MRA 是使血管成像的 MRI 技术,一般无需注射对比剂即可使血管显影,安全无创,可多角度观察。但目前 MRA 对显示小血管和小病变效果仍不够理想,还不能完全替代数字减影脑血管造影(digital subtraction angiography, DSA)。常用的 MRA 技术有时间飞越(time of flight, TOF)法和相位对比(phase contrast, PC)法。近几年,为提高 MRA 的准确性,又推出了对比剂增强的 MRA。

### 4. MR 水成像

MR 水成像是采用长 TR、很长 TE 获得重度  $T_2$ WI,从而使体内静态或缓慢流动的液体呈现高信号,而实质性器官和快速流动的液体如动脉血呈低信号的技术,可得到类似对含水器官进行直接造影的图像。

目前常用的 MR 水成像技术包括 MR 胆胰管成像 (MR cholangio pancreatography, MRCP)、MR 尿路造影 (MR urography, MRU)、MR 脊髓造影 (MR myelography, MRM) 等。MR 水成像具有无需对比剂、安全无创、适应症广、成功率高等优点。

### 5. 磁共振功能成像 (functional magnetic resonance imaging, fMRI)

fMRI 是在病变尚未出现形态变化之前, 利用功能变化来形成图像, 以进行疾病早期诊断或研究某一脑部结构的功能, 主要包括弥散成像 (diffusion weighted imaging, DWI)、灌注成像 (perfusion weighted imaging, PWI) 和皮质激发功能定位成像 (fMRI) 等。

#### 3.1.4 MRI 的优点和限制

MRI 的优点:

- (1) 无 X 线电离辐射, 对人体安全无创;
- (2) 图像对脑和软组织分辨率极佳, 解剖结构和病变形态显示清晰;
- (3) 多方位成像, 便于显示体内解剖结构和病变的空间位置和相互关系;
- (4) 多参数成像;
- (5) 除可显示形态变化外, 还能进行功能成像和生化代谢分析。

MRI 的限制:

- (1) 对带有心脏起搏器或体内有铁磁性物质的患者不能进行检查;
- (2) 需要监护设备的危重患者不能进行检查;
- (3) 对钙化的显示远不如 CT, 难以对以病理性钙化为特征的病变作诊断;
- (4) 常规扫描时间较长, 对胸腹检查受限;
- (5) 对质子密度低的结构如肺和骨皮质显示不佳;
- (6) 设备昂贵, 尚未普及。

#### 3.1.5 MRI 成像中的伪影

MRI 图像中的假影像为伪影, 常见的伪影有装备伪影、运动伪影、金属异物伪影等。其中, 装备伪影是指与 MRI 系统设备有关的伪影, 产生的原因主要是由于硬件故障或受干扰、MRI 技术内在缺陷、参数选择不合理等, 主要包括折叠伪影、化学位移伪影、截断伪影、数据出错伪影等。运动伪影指病人躁动或者生理性运动产生的伪影。金属异物伪影指铁磁性金属所引起的图像严重变形。

#### 3.1.6 MRI 设备

磁共振成像设备包括主磁体、梯度系统、射频系统、计算机及数据处理系统, 以及辅助设备等部门。

主磁体用以产生强外磁场, 目前常用的有超导型和永磁型两种。磁体性能的主要参数有磁场强度、磁场均匀性和磁场稳定性等。梯度系统主要由 X、Y、Z 三组梯度线圈组成, 作用是产生梯度磁场, 为人体 MRI 信号提供空间定位三维编码的条件。射频系统包括发射射频脉冲的射频发射器和发射线圈及采集 MR 信号的接收线圈等。计算机系统主要包括模拟/数字转换器、阵列处理机及计算机等。

## 3.2 MRI 的临床应用

### 3.2.1 中枢神经系统病变

#### 1. 中枢神经系统 MRI 检查技术

颅脑常规行横断面、矢状面扫描，颅底、桥小脑角及天幕附近病变辅以冠状面。垂体及鞍区结构病变需冠状及矢状面扫描。主要注意以下几点。

- ① 常规获取  $T_1WI$ 、 $T_2WI$  及 FLAIR 图像。
- ② 头颅 MRA 用于血管性疾病诊断。
- ③ MR 增强扫描可增加病变与正常脑组织的对比，提供更多的诊断信息。
- ④ DWI 主要用于急性脑缺血的研究，PWI 用来反映脑组织微循环的分布及血流灌注情况。
- ⑤ fMRI 是通过检测病人接受刺激后的脑灌注变化来研究皮层活动的功能定位；MRS 可检测外伤、肿瘤或癫痫病人脑组织的代谢情况。

#### 2. 正常 MRI 表现

- ① 脑组织：灰、白质对比清晰， $T_1WI$  灰质信号较白质低， $T_2WI$  灰质信号高于白质。
- ② 脑池、脑室及脑沟内脑脊液： $T_1WI$  为低信号， $T_2WI$  为明亮高信号（图 3.2.1）。

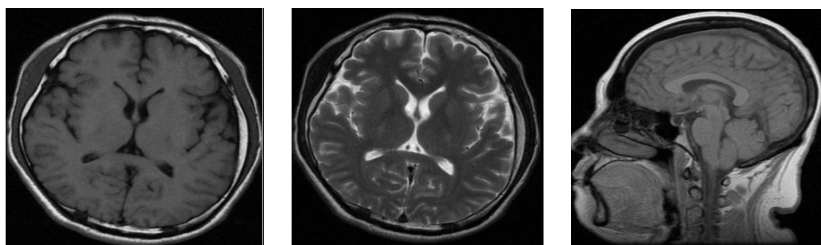


图 3.2.1 正常颅脑轴位  $T_1WI$ 、 $T_2WI$  及矢状位  $T_1WI$

③ 颅骨、空腔及软组织：头皮及肌肉  $T_1WI$  为等信号， $T_2WI$  为低信号；皮下脂肪： $T_1WI$  为高信号， $T_2WI$  为稍高信号；颅骨内、外板： $T_1WI$ 、 $T_2WI$  均为低信号；板障： $T_1WI$  及  $T_2WI$  皆为高信号，颅骨呈“夹心饼”样三层结构，鼻窦及乳突气腔内无信号。

④ 脑血管：流速较快的血管表现为低信号，流速较慢的血管则为高信号（图 3.2.2）。

⑤ 颅神经：高场 MRI 可清楚显示颅神经走行， $T_1WI$  为等信号（图 3.2.3）。

MRI 横断面见两侧咽隐窝对称，咽鼓管圆枕和咽鼓管口清楚，鼻咽黏膜、黏膜下层外肌群形态及咽旁间隙组织，如颈内动脉、颈静脉等结构。口咽部上起软腭悬雍垂，下止于舌骨平面。MRI 横断面扫描可显示口咽黏膜、黏膜下咽缩肌、咽旁间隙、咽柱、扁桃体组织。MRI 可通过扁桃体的低信号边缘与上咽缩肌及咽旁间隙脂肪组织分开。下咽部上起舌骨平面，下止食管入口，由下咽侧壁、两侧梨状隐窝组成。MRI 横断面可清楚地显示下咽后壁黏膜，黏膜下颈长肌群；两侧梨状隐窝对称，大小一致，黏膜面光滑整齐。

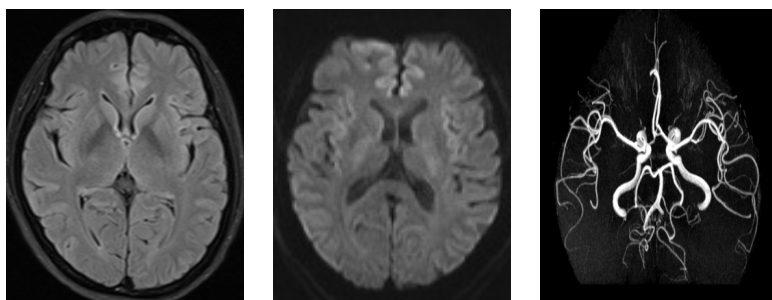


图 3.2.2 正常颅脑 FLAIR、DWI 及 MRA 图像

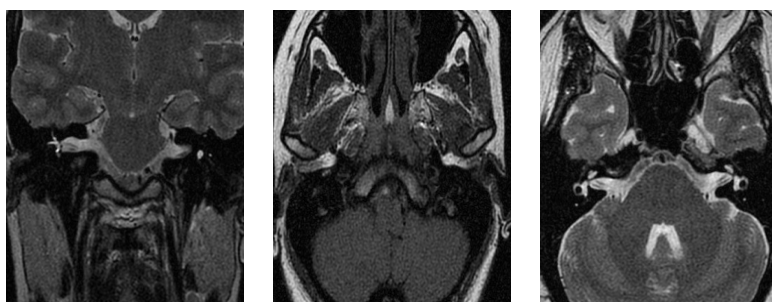


图 3.2.3 正常颅脑桥小脑角区 MR 图像

### 3. 中枢神经系统常见疾病诊断

#### 1) 星形细胞瘤 MRI 表现

幕上星形细胞瘤  $T_1WI$  为低信号， $T_2WI$  为高信号，肿瘤信号常不均匀，增强扫描偏良性的肿瘤多无增强；偏恶性的肿瘤多有增强，其表现多种多样，可呈均匀一致性增强，也可呈不均匀或花环状增强。肿瘤周围水肿  $T_1WI$  为低信号， $T_2WI$  为高信号，增强扫描无强化。小脑星形细胞瘤与幕上星形细胞瘤相比，囊变率高，水肿较轻，边界相对清楚。 $T_1WI$  为低信号， $T_2WI$  为高信号，囊变区  $T_1WI$  信号更低。增强后肿瘤实质部分强化，有利于区别肿瘤的囊性和实性（图 3.2.4）。

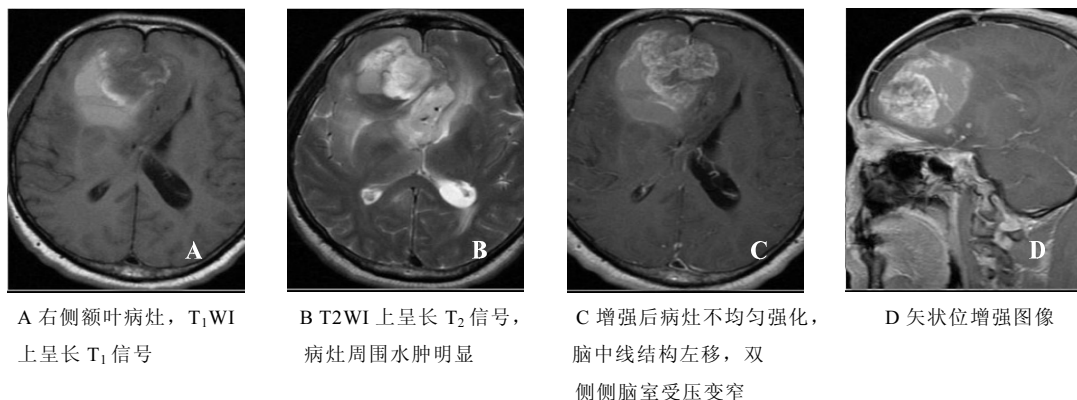


图 3.2.4 星形细胞瘤

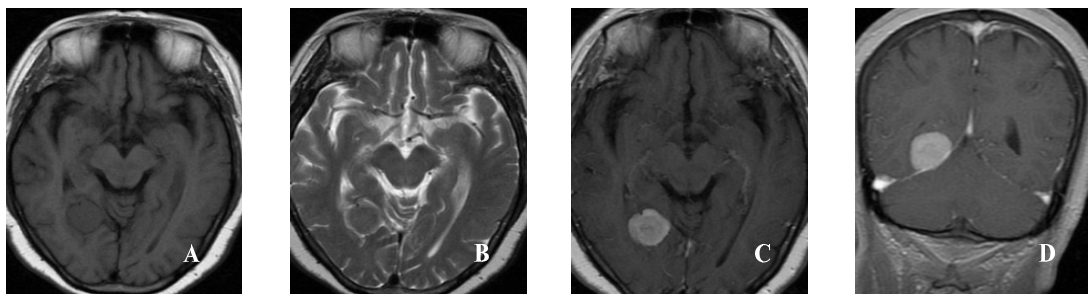
#### 2) 少突胶质细胞瘤 MRI 表现

肿块在  $T_1WI$  上呈低、等信号，在  $T_2WI$  上呈高信号，信号不均。有轻度的瘤周水肿，

增强扫描近半数肿块强化。

### 3) 脑膜瘤 MRI 表现

脑膜瘤信号多与皮质接近， $T_1WI$  为等信号， $T_2WI$  多为等或稍高信号。内部信号可不均匀，表现为颗粒状、斑点状，有时呈轮辐状，与肿瘤内血管、钙化、囊变、砂粒体和肿瘤内纤维分隔有关。周围水肿  $T_1WI$  为低信号， $T_2WI$  为高信号。脑膜瘤侵及颅骨时，其三层结构消失，原规整弧形的骨结构变得不规则。增强后肿瘤出现明显均匀强化。部分肿瘤邻近脑膜呈窄带状强化，即脑膜尾征（图 3.2.5）。



A 可见右侧枕叶一个略长  $T_1$  信号，临近脑实质受压

B 呈略长  $T_2$  信号，且可见脑脊液环绕征

C 增强扫描病灶较均匀强化

D 为冠状位增强图像

图 3.2.5 脑膜瘤

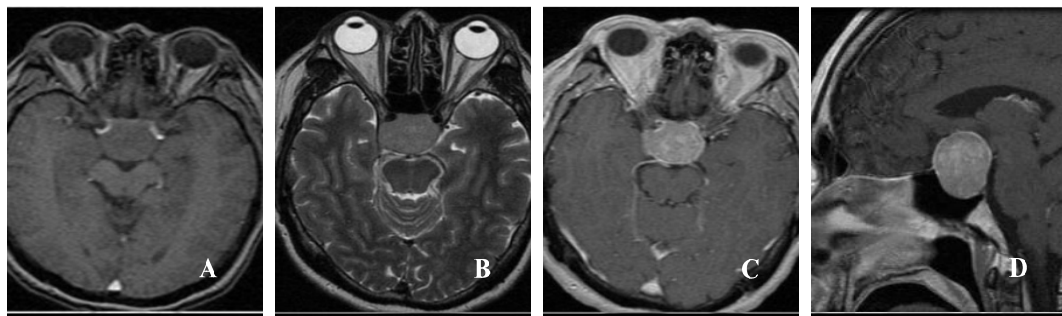
### 4) 垂体腺瘤 MRI 表现

#### (1) 垂体微腺瘤

$T_1WI$  呈低信号，多位于垂体一侧，伴出血时为高信号； $T_2WI$  呈高信号或等信号。垂体高度增加，上缘膨隆，垂体柄偏斜。增强后肿瘤信号早期低于垂体，后期高于垂体。

#### (2) 垂体大腺瘤

鞍内肿瘤向鞍上生长，信号强度与脑灰质相似或略低。正常垂体多被完全淹没而不能显示。肿瘤向鞍隔上生长，冠状面呈葫芦状。鞍上池亦可受压变形、闭塞。肿瘤可向鞍旁生长，影响颈内动脉和 Willis 环。增强扫描，除囊变、坏死、出血和钙化外，肿瘤组织明显强化（图 3.2.6）。



A  $T_1WI$  图像可见蝶鞍内一个肿块影，病灶呈等信号

B  $T_2WI$  病灶呈等或略高信号

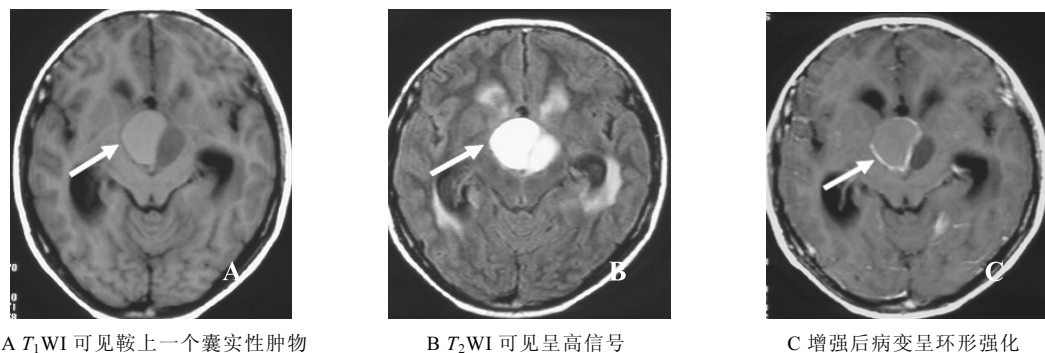
C 增强图像可见病灶较均匀强化

D 矢状位增强图像

图 3.2.6 垂体瘤

### 5) 颅咽管瘤 MRI 表现

$T_1$ WI 可以是高信号、等信号、低信号或混杂信号。这与病灶内的蛋白、胆固醇、正铁血红蛋白、钙质及散在骨小梁的含量多少有关。 $T_2$ WI 以高信号多见。但钙质、骨小梁结构可为低信号。增强后肿瘤实质部分呈现均匀或不均匀增强，囊性部分呈壳状增强（图 3.2.7）。其他占位征象与 CT 相似。



A  $T_1$ WI 可见鞍上一个囊实性肿瘤

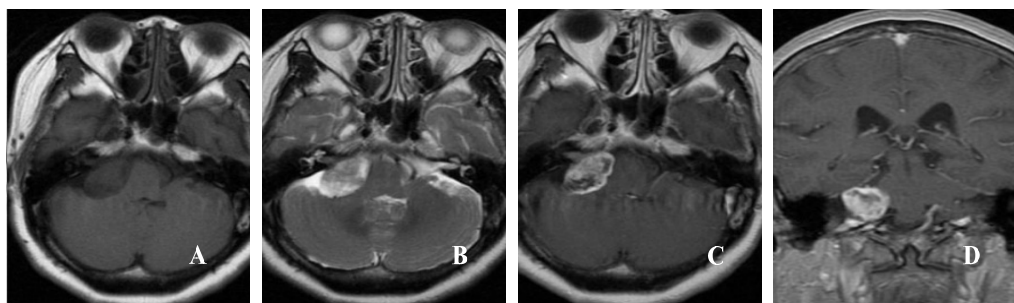
B  $T_2$ WI 可见呈高信号

C 增强后病变呈环形强化

图 3.2.7 颅咽管瘤

### 6) 听神经瘤 MRI 表现

肿瘤位于桥小脑角，多呈不均匀长  $T_1$  和  $T_2$  信号，多有囊变，囊变区在  $T_1$ WI 上显示为明显低信号，在  $T_2$ WI 显示为高信号，增强后肿瘤实性部分增强，囊变部分无强化（图 3.2.8）。当听神经瘤较大时，可出现脑外占位征象，其表现与 CT 扫描所见相同。



A  $T_1$ WI 右侧桥小脑脚区  
可见一个略低信号病灶

B 病灶  $T_2$ WI 呈高信号  
为主的混杂信号

C 可见病灶增强扫描  
呈明显强化

D 为冠状位增强图像

图 3.2.8 听神经瘤

### 7) 脑转移瘤 MRI 表现

肿瘤在  $T_1$ WI 为低信号， $T_2$ WI 为高信号，肿瘤周围水肿广泛，占位效应明显。增强后肿瘤明显强化，转移瘤强化形态多种多样，如结节状、环形、花环状，有时内部可见不规则形的小结节（图 3.2.9）。

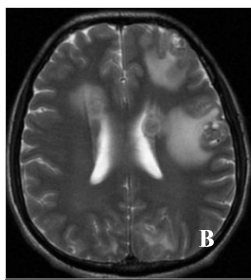
### 8) 脑梗死 MRI 表现

梗死区在  $T_1$ WI 图像上表现为更低信号， $T_2$ WI 及 FLAIR 序列信号更高，增强扫描可见梗死区呈现脑回状强化。梗死后期大的病灶形成软化灶，类似脑脊液。超急性期梗死常规 MRI 阴性时，DWI 为高信号，PWI 为低灌注状态；急性期梗死区 DWI 呈高信号，

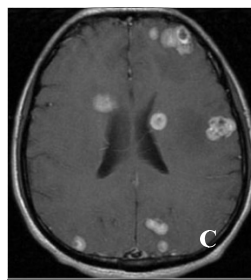
PWI 呈低灌注（图 3.2.10）；3 天后梗死区 DWI 呈低信号，PWI 呈低灌注。



A  $T_1$ WI 可见双侧基底节区、左侧额叶、双侧枕叶多发类圆形略低信号，大小不等

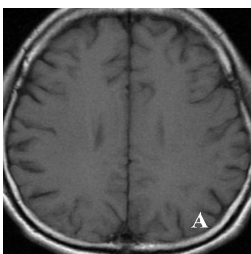


B  $T_2$ WI 病灶呈高信号，病灶周围可见水肿

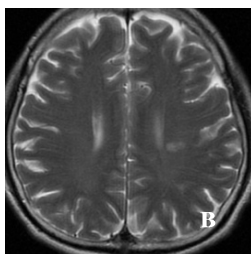


C 增强扫描可见病灶明显强化，部分病灶呈环形强化

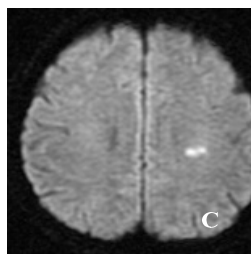
图 3.2.9 脑转移瘤



A  $T_1$ WI 左侧基底节区可见条状低信号



B  $T_2$ WI 病灶呈高信号



C DWI 上呈明显高信号

图 3.2.10 脑梗塞

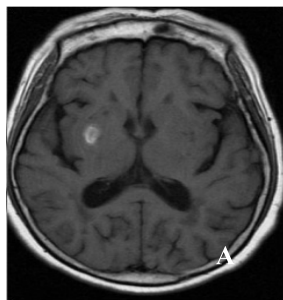
### 9) 脑出血 MRI 表现

MRI 信号表现较复杂，主要与血肿内成分的演变有关。

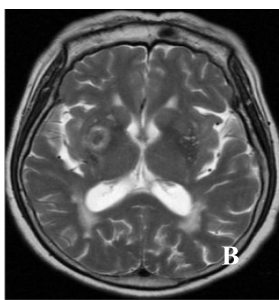
超急性期： $T_1$ WI 等信号， $T_2$ WI 呈等信号、不均信号或高信号。

急性期： $T_1$ WI 为等或稍低信号， $T_2$ WI 呈低信号。

亚急性期：早期由  $T_1$ WI 等或低信号逐渐演变为周边高信号、中心等或低信号， $T_2$ WI 仍为低信号，随后  $T_1$ WI 及  $T_2$ WI 均为周围高中间低信号。晚期  $T_1$ WI 及  $T_2$ WI 全部为高信号（图 3.2.11）。



A  $T_1$ WI 可见右侧基底节区一个高信号影，病灶中心呈低信号



B  $T_2$ WI 病灶中心低信号，周边高信号

图 3.2.11 脑出血



慢性期： $T_1WI$  和  $T_2WI$  高信号，边缘再现环状低信号影。血肿充分吸收， $T_1WI$  及  $T_2WI$  均为不均匀略低或低信号影。囊肿形成时， $T_1WI$  低信号， $T_2WI$  高信号，周边为低信号影围绕。

#### 10) 蛛网膜下腔出血 MRI 表现

急性蛛网膜下腔出血在  $T_1WI$  表现为比脑脊液稍高的信号影， $T_2WI$  为比脑脊液稍低的信号影。亚急性期可在蛛网膜下腔内出现局灶性的短  $T_1WI$  信号影。慢性期在  $T_2WI$  上出现含铁血黄素沉积形成的低信号影，较具特征性。

#### 11) 颅内动脉瘤 MRI 表现

无血栓动脉瘤， $T_1WI$  与  $T_2WI$  均为无信号流空影。较大动脉瘤内常有涡流，血流快的部分出现“流空效应”，血流慢的部分在  $T_1WI$  图像上为低信号或等信号，在  $T_2WI$  上为高信号。有血栓形成时多呈环形层状排列的高低相间的混杂信号，系由瘤壁内反复出血和血栓逐层形成所致。MRA 上动脉瘤显示为与载瘤动脉相连的囊状物，增强 MRA 可显示直径为 3 mm 的动脉瘤（图 3.2.12）。

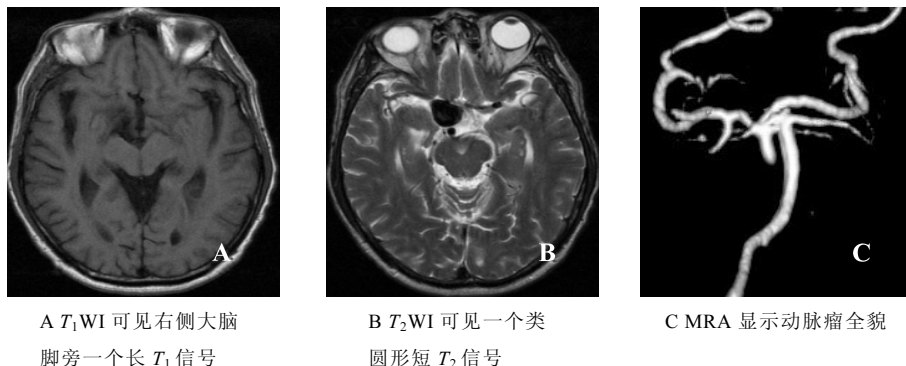


图 3.2.12 动脉瘤

#### 12) 化脓性脑脓肿 MRI 表现

急性脑炎期  $T_1WI$  为低信号， $T_2WI$  为高信号，效应明显。脓肿形成期  $T_1WI$  脓肿和其周围水肿为低信号，脓肿壁为等或低信号。增强扫描脓肿壁显著强化，脓腔不强化。脓肿壁一般光滑，无结节（图 3.2.13）。

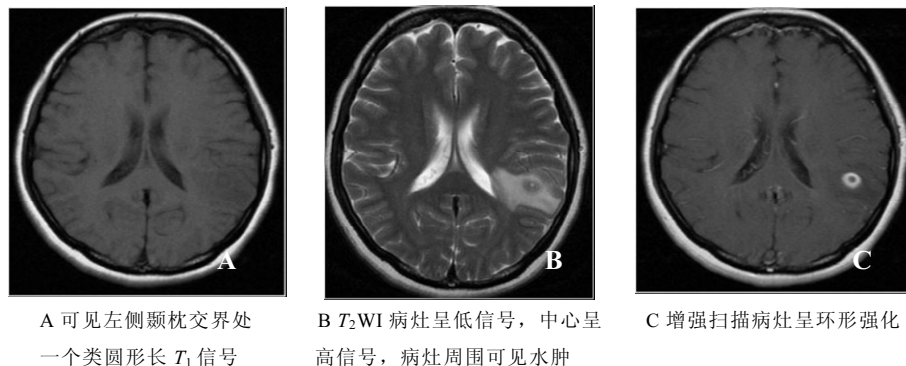
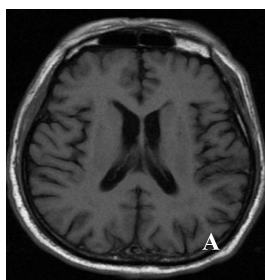


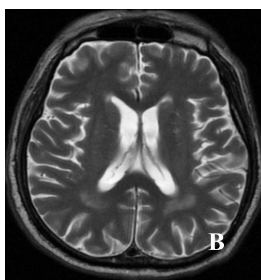
图 3.2.13 脑脓肿

## 13) 脑白质脱髓鞘 MRI 表现

双侧半卵圆中心及脑室深部脑白质呈长  $T_1$  和长  $T_2$  信号，无占位效应，异常信号大小不等，形状不规则，边缘不清楚，常伴有脑梗死及萎缩表现（图 3.2.14）。



A  $T_1$ WI 可见双侧侧脑室旁对称性分布的边界不清低信号

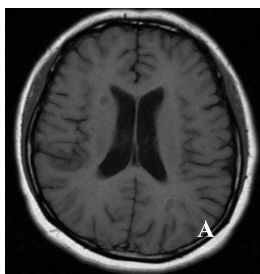


B  $T_2$ WI 病灶呈高信号

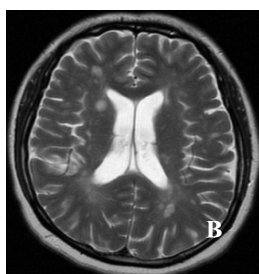
图 3.2.14 脑白质脱髓鞘

## 14) 多发性硬化 MRI 表现

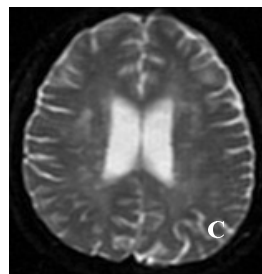
属脱髓鞘性病变。病灶主要位于侧脑室周围及深部脑白质，脑干以中脑的大脑脚为多。横断面病灶呈圆形或椭圆形，冠状面呈条状，可垂直于侧脑室，这种征象称“直角脱髓鞘征象”。这是因为病灶源于静脉周围。病灶  $T_1$ WI 为低信号， $T_2$ WI 为高信号（图 3.2.15）。活动期斑块明显异常增强。



A  $T_1$ WI 可见双侧侧脑室旁数个类圆形长  $T_1$  信号



B  $T_2$ WI 呈高信号

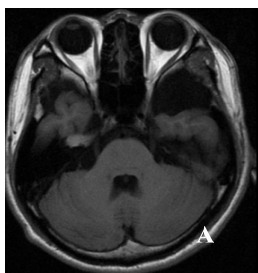


C DWI 上病灶呈高信号

图 3.2.15 多发性硬化

## 15) 蛛网膜囊肿 MRI 表现

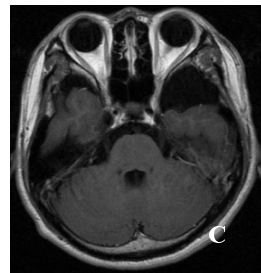
$T_1$ WI 呈低信号， $T_2$ WI 呈高信号，与脑脊液信号完全一致，但当囊液内蛋白和脂类成分较高时，在  $T_1$ WI 和  $T_2$ WI 上，其信号均可稍高于正常脑脊液。



A  $T_1$ WI 图像上左侧颞部可见一个类圆形低信号



B  $T_2$ WI 上高信号

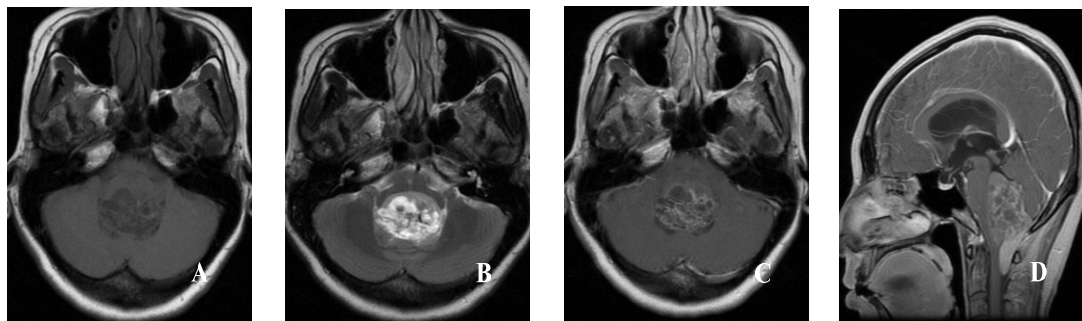


C 病灶增强扫描未见明显强化

图 3.2.16 蛛网膜囊肿

### 16) 室管膜瘤 MRI 表现

肿瘤在  $T_1WI$  呈低信号, 在  $T_2WI$  呈高信号, 大的肿瘤因出血、坏死、囊变, 其信号强度可不均匀, 坏死和囊变表现为更长  $T_1$  和长  $T_2$  信号。增强扫描可见肿瘤实质强化, 肿瘤周围水肿及坏死和囊变无强化 (图 3.2.17)。



A  $T_1WI$  可见第四脑室旁一个类圆形的低信号病灶

B  $T_2WI$  病灶呈高信号为主的混杂信号

C 增强扫描病灶不均匀强化

D 为矢状位增强图像

图 3.2.17 室管膜瘤

### 17) 神经鞘瘤与神经纤维瘤 MRI 表现

$T_1WI$  上肿瘤呈略高于或等于脊髓的信号, 边缘光滑, 常较局限, 肿瘤常位于脊髓背侧, 脊髓受压移位, 肿瘤同侧蛛网膜下隙扩大。 $T_2WI$  上肿瘤呈高信号。增强肿瘤明显均无强化, 边界更加清楚锐利, 与脊髓分界清楚。横断面或冠状面图像能清晰观察到肿瘤穿出神经孔的方向和哑铃状肿瘤全貌。

### 18) 脊膜瘤 MRI 表现

$T_1WI$  呈肿瘤等信号,  $T_2WI$  上肿瘤信号多有轻度增高, 增强扫描肿瘤显著强化, 与脊髓界限清楚, 脊髓多向健侧移位。MRI 矢状面和横断面能更清晰地显示脊髓受压情况及肿瘤全貌。

### 19) 脊髓空洞症 MR 表现

矢状面图像能清晰地显示空洞的全貌, 在  $T_1WI$  上表现为脊髓中央低信号的管状扩张, 在  $T_2WI$  上空洞内液体呈高信号。若空洞内液与脑脊液通路相交通并具有搏动时, 则出现脑脊液流空征, 即在  $T_2WI$  上表现为低信号或在高的空洞内有低信号区。横断面上空洞多呈圆形, 边缘清楚光滑。增强后脊髓空洞无明显强化。

## 3.2.2 头颈部病变

### 1. MR 检查技术

眼眶通常可采用标准颅脑线圈或眼眶表面线圈, 或两者结合使用。常规采用矢状面、横断面和冠状面, 层厚 1~5 mm, 同时做  $T_1WI$  及  $T_2WI$ , 脂肪抑制序列可降低球后脂肪的高信号, 有利于部分病灶的观察。增强扫描主要用于鉴别诊断。

鼻和鼻窦的常规扫描包括横断面、冠状面和/或矢状面,  $T_1WI$  显示解剖结构较清楚,  $T_2WI$  显示病变特性较好, 层厚为 5 mm。通常采用头颅线圈, 在检查前注意去掉假牙。

MRI 增强扫描有助于区别肿瘤与炎症，确定肿瘤的侵犯范围。

咽部常规采用矢状面、横断面、冠状面  $T_1$ WI 横切面和/或冠状面  $T_2$ WI，层厚为 5~6 mm。横断面扫描平面平行于硬腭或声带。MRI 增强扫描对可疑血管性病变，或可疑肿瘤侵入颅内、确定肿瘤形态、大小及邻近组织的浸润范围。

喉部使用颈线圈或颈表面线圈，作喉部矢状面、横断面和冠状面的  $T_1$ WI 及横断面和/或冠状面  $T_2$ WI，厚度为 3~5 mm。

耳部 MRI 扫描包括冠状面、横断面  $T_1$ WI 和  $T_2$ WI，扫描层厚 2~5 mm。其特殊 MRI 检查主要是采用水成像技术作内耳淋巴成像。

颈部 MRI 平扫  $T_1$ WI 或  $T_2$ WI 的皮肤及皮下脂肪均呈高信号强度。肌肉、神经、淋巴结均呈中等信号强度，动脉、静脉血流信号流空，组织间脂肪结缔组织均呈高信号强度。常规 MRI 增强扫描大动脉和静脉信号仍然流空，无强化，小或流速缓慢的静脉可明显强化。增强后行横断面、冠状面、矢状面的  $T_1$ WI，和横断面或冠状面的  $T_2$ WI 扫描。

甲状腺在 MRI 的  $T_1$ WI 和  $T_2$ WI 图像上均呈中等偏高信号强度。

## 2. 正常 MR 表现

MRI 平扫的  $T_1$ WI 图像可见鼻腔鼻道和鼻窦腔呈极低信号强度区，鼻窦肌壁和鼻中隔、鼻甲骨呈低信号强度，鼻甲黏膜和鼻窦黏膜呈中等信号强度。 $T_2$ WI 上鼻窦窦腔和鼻道、鼻和鼻窦骨质仍呈低信号强度，鼻甲和鼻窦黏膜呈高信号强度。MRI 增强后鼻甲和鼻窦黏膜强化明显。

MRI 横断面见两侧咽隐窝对称，咽鼓管圆枕和咽鼓管口清楚，鼻咽黏膜、黏膜下层外肌群形态及咽旁间隙组织如颈内动脉、颈静脉等结构。口咽部上起软腭悬雍垂，下止于舌骨平面。MRI 横断面扫描可显示口咽黏膜、黏膜下咽缩肌、咽旁间隙、咽柱、扁桃体组织。MRI 可通过扁桃体的低信号边缘与上咽缩肌及咽旁间隙脂肪组织分开。MRI 横断面清楚地显示下咽后壁黏膜，黏膜下颈长肌群；两侧梨状隐窝对称，大小一致，黏膜面光滑整齐（图 3.2.18）。

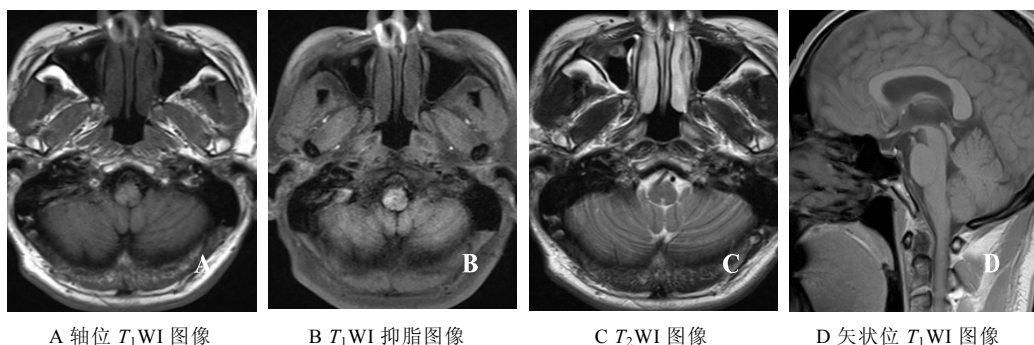
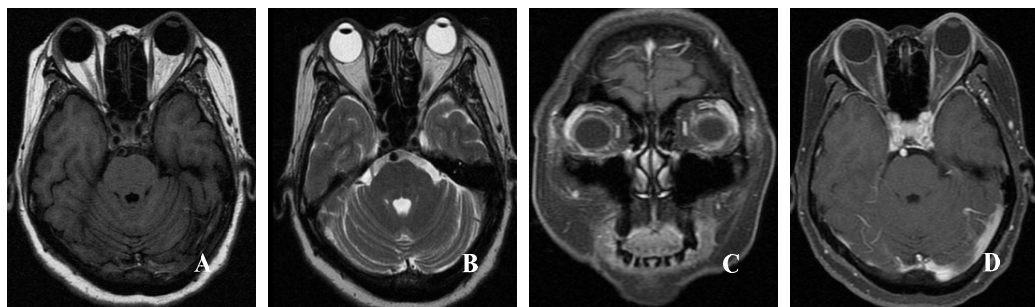


图 3.2.18 正常鼻咽

MRI 可显示喉部矢状面、横断面和冠状面的影像，喉软骨在未钙化前在  $T_1$ WI、 $T_2$ WI 呈中等信号强度，钙化后呈低信号强度；喉肌在  $T_1$ WI 和  $T_2$ WI 呈低于软骨的偏低均匀信号强度；喉黏膜在  $T_1$ WI 呈中等信号强度， $T_2$ WI 信号强度增高明显；喉旁间隙在  $T_1$ WI

和  $T_2WI$  均呈高信号强度；喉前庭、喉室和声门下区则均呈极低信号强度。喉外的颈静脉信号流空。

MRI 的  $T_1WI$  和  $T_2WI$  图像上肌锥和视神经呈中等信号强度，球后脂肪呈均匀高信号强度，血管信号流空。MRI 的  $T_1WI$  显示前房和玻璃体呈均匀低信号强度，晶状体呈中等信号强度； $T_2WI$  上前房和玻璃体信号强度均匀增高。 $T_1WI$  和  $T_2WI$  见泪腺呈中等信号强度，泪囊显示不甚清晰，鼻泪管黏膜在  $T_2WI$  上信号强度增高（图 3.2.19）。

A 轴位  $T_1WI$  图像B  $T_2WI$  图像

C 冠状位图像

D 增强  $T_1WI$  图像

图 3.2.19 正常眼眶

### 3. 常见疾病诊断

#### 1) 炎性假瘤 MR 表现

$T_1WI$  病变呈低、中等均匀或不甚均匀信号强度； $T_2WI$  病变呈中、高信号强度，病变后期信号强度增高不显著。增强扫描可见病变轻度强化。

#### 2) 血管瘤 MR 表现

$T_1WI$  肿瘤呈均匀中等信号强度肿块， $T_2WI$  信号强度均匀增高明显。MRI 增强扫描后，肿瘤强化显著。

#### 3) 化脓性鼻窦炎 MR 表现

$T_1WI$  病变早期黏膜增厚呈中等偏低信号强度，积液时脓液呈低、中等信号强度； $T_2WI$  增厚粘膜和脓液信号强度增高明显。晚期增厚黏膜、息肉肉芽组织  $T_1WI$  呈偏低信号强度， $T_2WI$  呈高信号强度；增生骨质呈低信号强度（图 3.2.20）。增强扫描后增厚的黏膜强化明显。

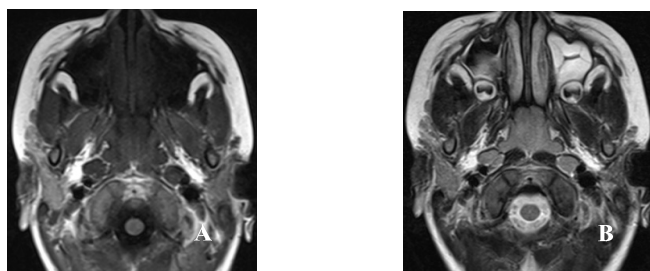
A  $T_1WI$  可见双侧上颌窦粘膜增厚，呈低信号B  $T_2WI$  病灶呈高信号

图 3.2.20 化脓性鼻窦炎

#### 4) 乳头状瘤 MR 表现

MRI 平扫见鼻腔鼻窦肿块在  $T_1$ WI 上呈低或中等偏低信号强度,  $T_2$ WI 信号强度不均匀增高, 窦腔扩大; 周围组织器官受压移位。MRI 增强显示肿瘤不均匀中等强化。

#### 5) 鼻窦恶性肿瘤 MR 表现

$T_1$ WI 见肿瘤呈低、中等均匀或不均匀信号强度,  $T_2$ WI 肿瘤信号强度增高较明显, 但低于窦内积液的信号强度。MRI 增强可见肿瘤呈现中等不均匀强化, 肿瘤侵犯周围组织。

#### 6) 咽后及咽旁脓肿 MR 表现

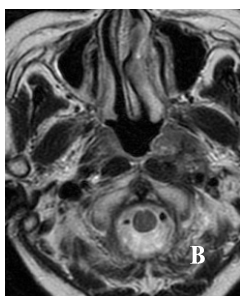
$T_1$ WI 见脓肿呈均匀偏低信号强度区,  $T_2$ WI 脓肿呈较均匀高信号, 脓肿范围显示清楚, 压迫周围组织器官移位。MRI 增强显示脓肿壁强化, 脓液无强化。

#### 7) 鼻咽癌 MR 表现

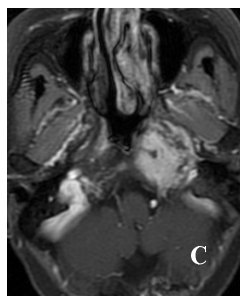
MRI 平扫  $T_1$ WI 见肿瘤呈低、中等信号强度,  $T_2$ WI 病变信号强度增高呈中、高信号强度。MRI 增强可见病变呈不均匀或均匀强化 (图 3.2.21)。



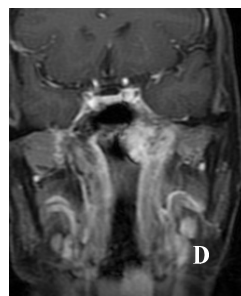
A  $T_1$ WI 可见左侧鼻咽腔狭窄, 左侧咽隐窝消失, 病灶呈略低信号



B  $T_2$ WI 病灶呈稍高信号



C 增强扫描病变明显强化



D 为增强冠状位图像

图 3.2.21 鼻咽癌

#### 8) 喉癌 MR 表现

$T_1$ WI 肿瘤呈低、中等均匀信号强度,  $T_2$ WI 信号强度增高, 呈中等或高信号强度。MRI 增强肿瘤强化明显。

#### 9) 化脓性中耳乳突炎 MR 表现

$T_1$ WI 见炎症部分信号强度较正常组织有所增高,  $T_2$ WI 信号强度明显增高。

#### 10) 中耳癌 MR 表现

MRI 平扫  $T_1$ WI 见肿瘤呈偏低、中等信号强度,  $T_2$ WI 肿瘤信号强度增高明显, 肿瘤位于中耳侵犯破坏周围组织。MRI 增强可见肿瘤强化较明显。

#### 11) 颈淋巴结肿大 MR 表现

$T_1$ WI 见淋巴结肿大呈较低、中等均匀信号强度;  $T_2$ WI 信号强度增高, 炎症肿大淋巴结信号增高明显; 结核肿大淋巴结不如炎症高, 有时不甚均匀; 淋巴瘤呈中等或较高信号强度, 转移瘤淋巴结的信号强度与原发肿瘤一致。

## 12) 甲状腺肿瘤 MR 表现

$T_1WI$  腺瘤呈境界清楚的低等或高信号强度结节, 其中高信号强度者多为滤泡型腺瘤的腺体内胶样物所致; 腺癌呈境界不规则的低—中等信号强度。 $T_2WI$  腺瘤或腺癌信号强度均升高较明显, 腺癌形态不规则侵犯周围组织并淋巴结肿大。增强扫描见腺癌强化明显, 形态不规则。

## 3.2.3 胸部病变

### 1. 胸部 MRI 检查技术

#### 1) 呼吸系统 MRI 检查

一般采用 FSE 序列。对于肺门及纵隔病变往往需加用梯度回波序列。为减少呼吸运动的伪影, 胸部 MRI 检查应当使用呼吸门控或屏气扫描。增强扫描用于肺血管病变的诊断和肺内结节等病变的鉴别诊断。

#### 2) 乳腺 MRI 检查

可用体线圈, 对一般乳腺病变即可作出诊断, 但为了显示乳腺和微细结构, 必须用乳腺专用线圈。目前, 临床上最常采用的是自旋回波序列, 但随着脂肪抑制技术、快速成像序列的不断更新和采用, 乳腺 MRI 检查的准确性及敏感性得到了更大提高。

### 2. 正常 MRI 表现

#### 1) 呼吸系统

气管与支气管的管腔内无质子, 表现为极低信号。其管壁在  $T_1WI$  呈中等信号。对肺段以下的支气管, MRI 难以显示。矢状位或倾斜的冠状面可显示气管与主支气管的完整行程。

肺泡内质子密度很低, 故肺实质 MR 信号很弱, 两侧肺野表现为极低信号。肺纹理、肺内叶间裂及小叶间隔显示较差。肺门及纵隔淋巴结呈圆形及卵圆形中等信号, 边缘光滑整齐。胸腺呈中等信号, 边缘清楚, 信号均匀, 其体积在青春期最大, 其后逐渐萎缩。由于流空效应, 心脏及血管腔内血流在 SE 序列无信号呈黑色, 在梯度回波序列中则呈高信号。心脏肌层及血管在 SE 序列呈中等信号, 食管呈圆形中等信号, 食管黏膜在  $T_2WI$  呈高信号。胸壁肌肉组织在  $T_1WI$  呈中等信号, 在  $T_2WI$  呈更低信号。脂肪组织呈高信号。骨皮质内质子密度很低, 呈低信号, 而其中的骨髓由于含有大量脂肪而呈高信号。横膈呈低信号的细线状影。

#### 2) 乳腺

乳腺内不同的结构有不同的 MRI 表现。脂肪组织在  $T_1WI$  上呈明显高信号, 在  $T_2WI$  上呈中等强度信号。由腺体、乳管和间质结构组成的复合结构在  $T_1WI$  和  $T_2WI$  上呈灰白信号, 但明显低于脂肪信号 (图 3.2.22)。

### 3. 常见疾病诊断

#### 1) 胸腺瘤 MRI 表现

在  $T_1WI$  胸腺瘤与邻近的正常胸腺组织或肌肉的信号相似,  $T_2WI$  其信号强度增加,

与脂肪信号相似。肿瘤内的分隔使其信号不均，可显示病变的囊变及出血。

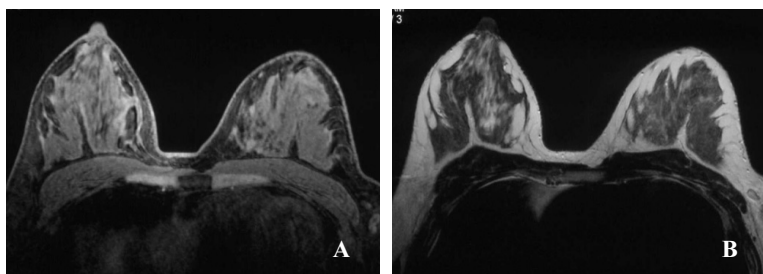


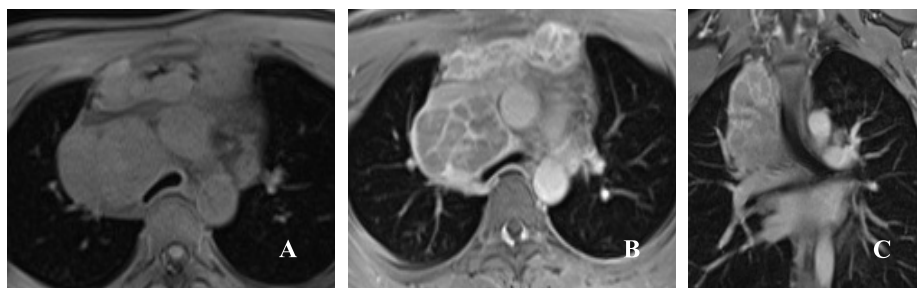
图 3.2.22 正常乳腺

## 2) 畸胎类肿瘤 MRI 表现

MRI 可显示囊性变及脂肪，病变的信号不均匀，不易显示肿瘤的钙化。

## 3) 淋巴瘤 MRI 表现

淋巴瘤 MRI 表现与 CT 相似，如图 3.2.23 所示。平扫 MRI 由于流空效应即可较好地区分肿瘤与血管结构。



A  $T_1WI$  右上纵隔可见多个增大的淋巴结影，部分融合

B  $T_2WI$  增强后病变可见明显均匀强化，病变与大血管分界不清

C 冠状位增强图像

图 3.2.23 淋巴瘤

## 4) 神经源性肿瘤 MRI 表现

可准确地显示肿瘤的大小及形态，确定肿瘤是否侵入椎管。肿瘤的 MRI 信号复杂，可有不同的信号强度。

## 5) 乳腺纤维腺瘤 MRI 表现

边界清楚的类圆形结节，在  $T_1WI$  上呈中低信号，在  $T_2WI$  上可呈不同信号强度（低、中、高信号），信号均匀。增强后结节可强化或不强化，强化的表现多为缓慢渐进性的均匀强化或由中心向外围扩散的离心样强化，图 3.2.24 左侧乳腺内病变增强后呈缓慢、均匀强化。

## 6) 乳腺癌 MRI 表现

乳腺癌肿块在  $T_1WI$  多呈低信号，在  $T_2WI$  多呈不均匀高信号，其信号强度介于正常乳腺组织和脂肪之间。肿块边缘不光滑，可见毛刺、分叶。皮肤增厚凹陷及乳头内陷也可显示。增强后扫描，肿块不同程度强化，常早期强化，强化方式多由边缘强化向中心渗透，呈向心样强化。图 3.2.25 右侧乳腺内病变，边缘可见毛刺，增强后呈快速向心样强化。





图 3.2.24 乳腺纤维腺瘤

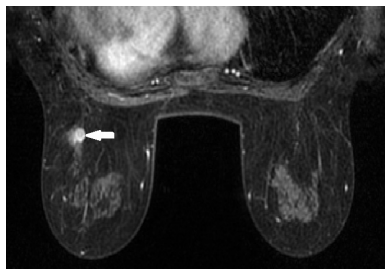


图 3.2.25 乳腺癌

### 3.2.4 腹盆部病变

#### 1. MR 检查技术

##### 1) 上腹部

仰卧位，先作横断面  $T_1WI$  及  $T_2WI$ ，再作冠状面  $T_1WI$  及  $T_2WI$ ，必要时加作矢状面成像，扫描范围从肝脏膈部至肝右下缘，扫描层厚及间隔通常为 10 mm。增强多采用三期动态增强扫描。磁共振胰胆管造影（MRCP）是一种无创性检查，其方法是利用水成像技术，在不需注射对比剂的情况下可清楚显示胰胆管全貌，对胰胆管梗阻性病变诊断颇有价值，其敏感度、特异度和准确度均在 90% 以上。

##### 2) 泌尿系统

泌尿系统 MRI 检查常规用 SE 序列，行横断面  $T_1WI$  和  $T_2WI$  检查，必要时辅以冠状或矢状面  $T_1WI$  检查。层厚通常为 10 mm。增强检查行脂肪抑制技术的  $T_1WI$  扫描。磁共振尿路造影（magnetic resonance urography, MRU）主要用于检查尿路梗阻性病变，其不用对比剂也能显示扩张的肾盂、肾盂和输尿管。

##### 3) 生殖系统

MRI 对人体的生殖功能无副作用，MRI 显示软组织更好，可直接三维成像，不需注射对比剂即可显示血管结构，尤其男性生殖疾病，如常见的前列腺增生肥大、前列腺癌的显示和分期方面，是最佳的影像诊断手段，有极高的敏感性及准确率。MRI 检查不需任何特殊准备，只要膀胱较充盈，其目的是推开进入盆腔的小肠以减少肠蠕动的伪影。

#### 2. 正常 MR 表现

##### 1) 上腹部

##### (1) 肝脏

MR 平扫肝脏的解剖形态在横断面图像上与 CT 相似。正常肝实质 MR 信号均匀， $T_1WI$  上肝实质呈中等信号，比脾信号稍高；在  $T_2WI$  上其信号强度明显低于脾。肝门区及肝裂内因含有较多脂肪，故在  $T_1WI$  呈不规则高信号， $T_2WI$  上其信号稍减低，但仍高于软组织信号。肝内外胆管因含胆汁，在横断面上呈圆点状或长条状长  $T_1WI$  低信号和长  $T_2WI$  高信号。肝内血管在  $T_1WI$  及  $T_2WI$  多为黑色流空信号，与正常肝实质形成明显对比（图 3.2.26）。增强扫描正常肝实质在增强后呈均匀性强化，即肝实质信号强度在  $T_1WI$  上比平扫高，同时肝脏血管结构也出现对比增强，而肝内胆管不显示增强。

## (2) 胆道

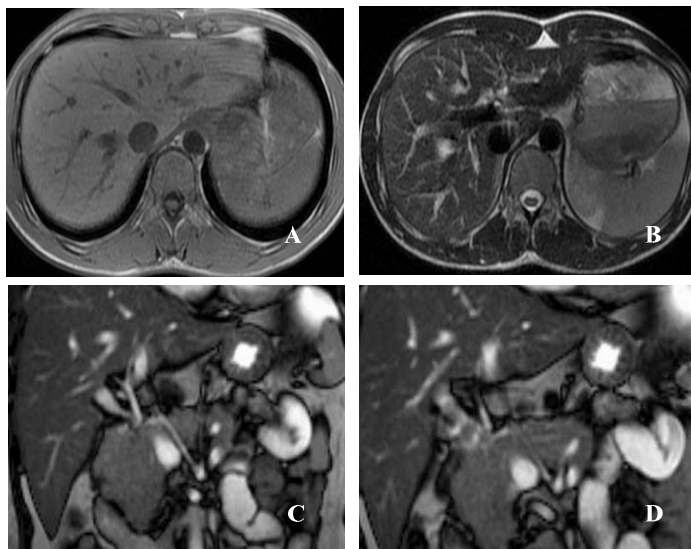
正常肝内胆管及胆囊管在 MR 平扫上不易显示。在  $T_1WI$  胆囊及胆总管呈均匀的低信号， $T_2WI$  上呈明显高信号，正常胆管树只能在 MRCP 上方可显示其全貌，呈均匀的高信号（图 3.2.27）。

## (3) 胰腺

正常胰腺 MR 信号强度在  $T_1WI$  及  $T_2WI$  上均与肝实质相似，呈均匀性中低信号，胰腺周围脂肪呈高信号。主胰管在 MRCP 上呈细条状高信号影，平均长约 15 cm，其直径胰头部为 4 mm、体部为 3 mm、尾部为 2 mm。

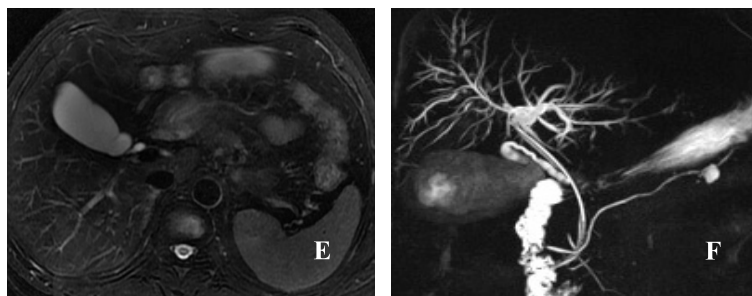
## (4) 脾脏

在横断面上，脾的大小、形态与 CT 表现相似，一般不超过 4 个肋单元，边缘光滑。在冠状面上显示脾的大小、形态及其邻近器官的关系优于横断面。脾脏因含大量血液， $T_1WI$  上脾信号低于肝脏， $T_2WI$  上信号强度比肝脏高。脾门血管呈黑色流空信号。



A  $T_1WI$  序列，肝脏实质对比显示良好，肝内胆管及腹主动脉及下腔静脉呈低信号；B  $T_2WI$  序列，肝内胆管呈高信号，腹主动脉及下腔静脉因“流空效应”呈低信号；C、D 冠状位  $T_2WI$  图像

图 3.2.26 正常上腹部肝脏 MRI



E  $T_2WI$  抑脂序列，腹壁及腹腔内脂肪高信号被抑制，可更好地显示组织间对比；F MRCP 利用重  $T_2WI$  磁共振水成像技术突出显示肝内胆管、胆总管、胆囊及胰管，其余组织呈低信号

图 3.2.27 正常上腹部胆道 MRI

## 2) 泌尿系正常 MRI 表现

### (1) 肾脏

在周围高信号或中等信号脂肪组织对比下,肾脏能够清楚显示,其边缘光整。在  $T_1WI$  上,由于肾皮质含水量低于髓质而呈较高信号,位于肾周边并深入肾锥体之间;肾髓质为较低信号,呈多个三角形结构即肾锥体,位于肾中心部位。在  $T_1WI$  脂肪抑制像上,肾皮、髓质信号差异更为显著。在  $T_2WI$  上,肾皮、髓质难以分辨,均呈较高信号。肾窦脂肪组织在  $T_1WI$  和  $T_2WI$  上分别呈高信号或中等信号。肾动脉和静脉由于流空效应均表现为无信号。增强检查肾实质强化形式取决于检查时间和成像速度,表现类似 CT 增强检查。

### (2) 输尿管

输尿管在  $T_1WI$  和  $T_2WI$  横断面检查时,自肾盂向下追踪,在周围高和中等信号脂肪组织对比下,有可能识别出正常腹段输尿管,呈点状低信号影,而正常盆段输尿管难以识别。

### (3) 膀胱

膀胱平扫充盈,在横断面上呈类圆或类方形。腔内尿液富含游离水,呈长  $T_1$  低信号和长  $T_2$  高信号。膀胱壁信号强度类似肌肉,因而在  $T_1WI$  和  $T_2WI$  上均不同于壁外脂肪组织及腔内尿液,呈厚度一致的薄壁环状影。增强检查膀胱腔内尿液含对比剂而信号增高。MRI 正常含尿液的肾盏、肾盂、输尿管和膀胱皆为高信号,而背景结构为低信号,表现类似正常排泄性尿路造影。

## 3) 生殖系统正常 MRI 表现

### (1) 女性生殖系统

子宫在 MRI 上可分三层,即子宫肌层、联合带和内膜。在  $T_1WI$  上,子宫呈中等或低信号。子宫肌层呈低信号,子宫内膜呈高信号。在  $T_2WI$  上,子宫肌层呈中等信号;子宫内膜位于子宫中央显示为高信号,其厚度随月经周期而变化;子宫肌层与内膜之间的低信号带称联合带(图 3.2.28)。正常的卵巢可在 MRI 显示。在排卵期,卵巢内有较大的卵泡时,表现为附件区一个或多个小圆形结构,形态规整,信号均匀,呈长  $T_1$ 、长  $T_2$  信号。

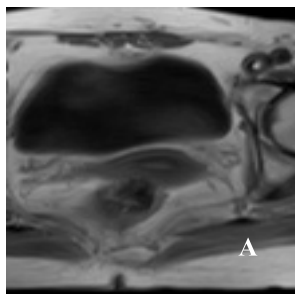
### (2) 男性生殖系统

男性生殖系统主要包括前列腺、精囊腺、睾丸、附睾及输精管。前列腺呈栗子形或倒锥形,尖端向下,位于耻骨后、直肠前,其内有尿道和射精管通过。 $T_2WI$  可分辨前列腺各带区。尿道前列腺部为前列腺前部绿豆大小的高信号区,其周围的环状低信号带为前列腺前区,移行区与中央区的信号相似,只能依解剖位置进行区分。前列腺后外侧部分两侧对称的新月形高信号区为边缘区。中央区仅出现于经前列腺上半部分的扫描层面内,为尿道周围区与边缘区之间的中等信号区。前纤维肌肉基质区信号很低,居前列腺最前部分,其最厚处出现于经前列腺上部的层面。

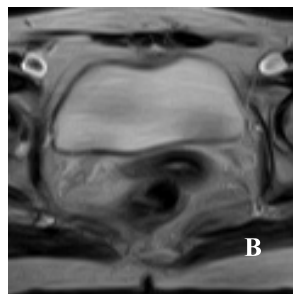
## 3. 常见疾病诊断

### 1) 肝海绵状血管瘤 MRI 表现

海绵状血管瘤在  $T_1WI$  呈均匀稍低信号,  $T_2WI$  上随 TE 延长信号逐渐增高,重  $T_2WI$  上信号更高,称为“灯泡征”。增强扫描血管瘤动态变化同 CT 表现(图 3.2.29)。

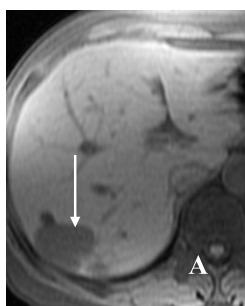


A  $T_1WI$  序列, 膀胱呈低信号, 子宫肌层呈低信号, 内膜呈高信号, 中间结合带仍呈低信号

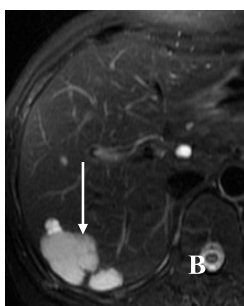


B  $T_2WI$  序列, 膀胱呈高信号, 子宫肌层为中等信号、子宫结合带呈低信号, 子宫内膜呈高信号

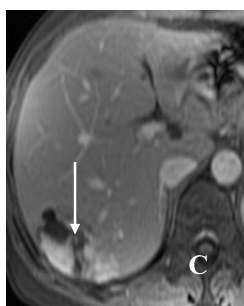
图 3.2.28 正常膀胱、子宫 MRI 图像



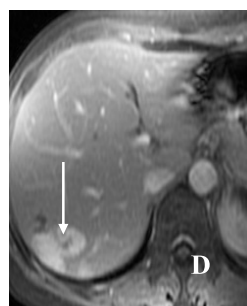
A  $T_1WI$  可见肝右叶类圆形低信号病变



B  $T_2WI$  为长  $T_2$  信号影, 呈“灯泡征”



C 动脉期增强病灶边缘可见异常的结节状强化

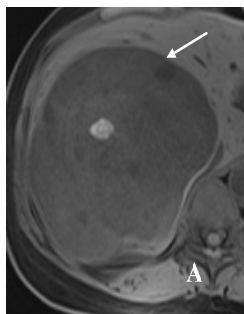


D 静脉期病灶强化完全填充至中央, 符合肝血管瘤“快进快出”的强化特点

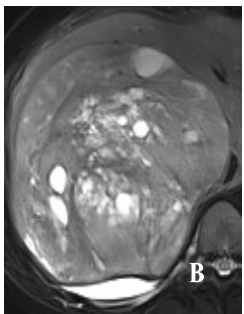
图 3.2.29 肝血管瘤

## 2) 肝细胞癌 MRI 表现

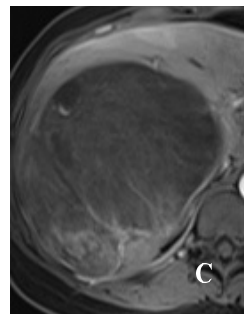
$T_1WI$  上病灶多为边界不清楚稍低信号,  $T_2WI$  上信号稍高于正常肝组织, 如肿瘤病灶内有脂肪变性、出血、坏死囊变等, 可呈不均匀混合信号。增强后有利于发现小病灶和等信号病灶,  $T_1WI$  上多数呈不均匀强化信号, 稍低于正常肝脏, 边界更为清楚 (图 3.2.30)。



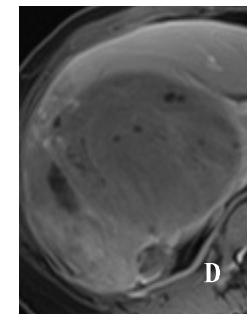
A 肝右叶类圆形长  $T_1$  信号影, 界限清晰, 周围可见包膜影 (白色箭头处)



B  $T_2WI$  肝右叶病灶内信号不均, 可见不规则高信号及低信号影



C 增强动脉期病灶可见异常不均匀强化

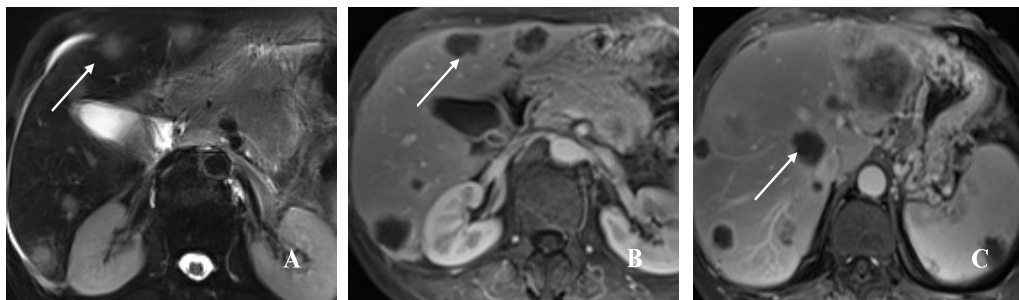


D 延迟期病灶强化程度明显降低, 符合肝癌“快进快出”的强化特点

图 3.2.30 肝细胞癌

### 3) 肝转移瘤 MRI 表现

肝内多发性大小不等圆形结节影， $T_1WI$  多数呈边缘较清楚低信号区，信号均匀或不均匀， $T_2WI$  多呈高信号。有的肿瘤病灶中央可见小圆形长  $T_1$  低信号和长  $T_2$  高信号，称为“靶征”。有的转移瘤边缘  $T_2WI$  可见高信号带，称为“晕圈征”。增强扫描可提高检出率，多数呈不均匀或环形强化（图 3.2.31）。

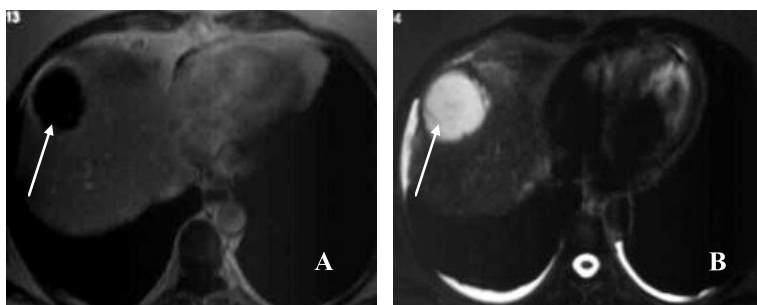


A  $T_2WI$  可见肝内多发类圆形长  $T_2$  信号影；B、C 增强病灶呈环形异常强化

图 3.2.31 肝转移瘤

### 4) 肝脓肿 MRI 表现

脓腔呈长  $T_1$  和长  $T_2$  信号改变，脓肿壁的信号稍高于脓腔但低于正常肝组织，增强后脓肿呈环形强化，脓腔不强化。如果在脓腔内发现气体影，对诊断肝脓肿更有把握（图 3.2.32）。



A  $T_1WI$  序列，肝脓肿囊腔呈低信号（白色箭头处），脓腔壁呈等低信号  
B  $T_2WI$  序列，脓腔呈高信号（白色箭头处），脓肿壁呈等低信号

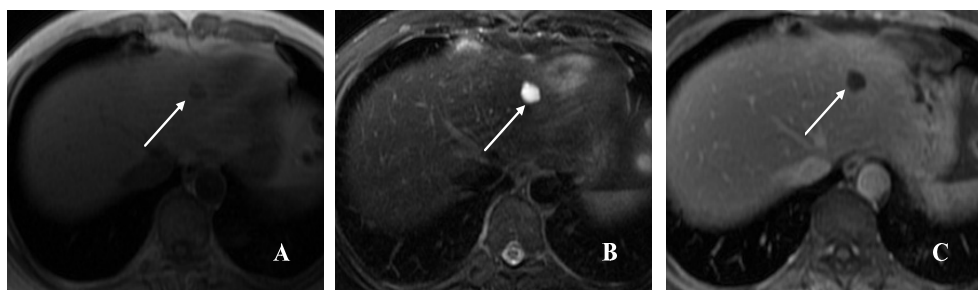
图 3.2.32 肝脓肿

### 5) 肝囊肿 MRI 表现

$T_1WI$  上肝囊肿呈均匀极低信号区，边缘光整锐利，少数肝囊肿蛋白含量较高或有出血时，可呈等信号或高信号。 $T_2WI$  呈明显高信号，增强后肝囊肿轮廓更清楚，肝囊肿无增强（图 3.2.33）。

### 6) 肝硬化 MRI 表现

肝硬化所见与 CT 相同（图 3.2.34）。肝脏再生结节， $T_1WI$  上一般呈等信号， $T_2WI$  上呈低信号，当结节在  $T_2WI$  上有等信号或高信号时，提示癌变。

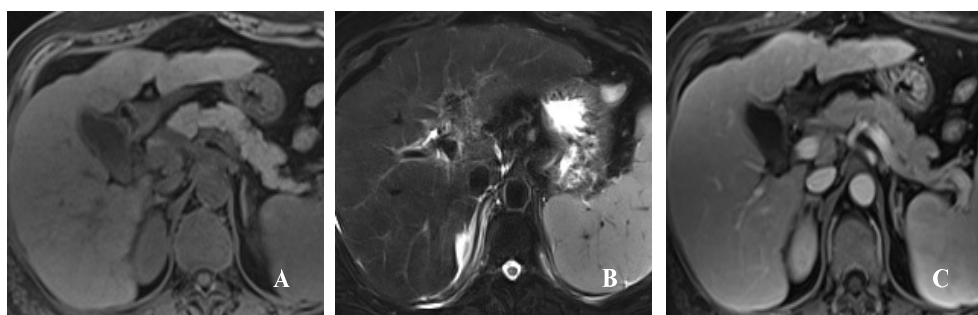


A  $T_1$ WI 图像肝左叶一个类圆形低信号病灶，界限清晰

B  $T_2$ WI 图像呈长  $T_2$  信号影

C 增强后病灶未见异常强化

图 3.2.33 肝囊肿



A  $T_1$ WI 图像肝裂增宽、肝左叶体积相对增大，肝脏表面不光滑

B  $T_2$ WI 图像可见少量腹水

C 增强后肝内未见异常强化影

图 3.2.34 肝硬化 MRI 图像

### 7) 脂肪肝 MR 表现

SE 序列对脂肪肝的敏感性低，诊断价值不如 CT。 $T_1$ WI 和  $T_2$ WI 图像上仅少数病例可见信号轻度改变。但利用脂抑制扫描序列可使脂肪呈低信号，这对于诊断脂肪肝病变及鉴别占位性病变有重要作用。

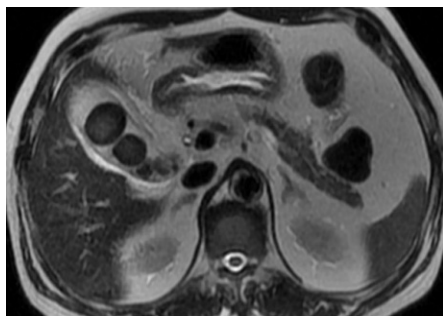


图 3.2.35 胆囊结石

### 8) 胆囊结石 MR 表现

多数结石在平扫  $T_1$ WI 上与胆汁信号相似，少数结石明显高于胆汁。在  $T_2$ WI 胆汁一概显示为高信号，而结石在高信号胆汁的衬托下呈现低信号充盈缺损。在图 3.2.35 中胆囊体积增大，胆囊内可见多个类圆形低信号影，与高信号的胆汁形成明显对比。

### 9) 胆管结石 MRI 表现

MRCP 是诊断胆系结石的有效方法，可见肝内、外胆管走行区域信号异常， $T_1$ WI 上结石表现为低于胆汁或高于胆汁信号， $T_2$ WI 上结石在高信号胆汁的衬托下表现为低信号充盈缺损（图 3.2.36）。MRCP 的最大优点是能在一幅图像上充分展示整个胆系结石的分布，并能直观地显示结石的大小、形态、数目、位

置，以及梗阻部位和梗阻程度。较大结石梗阻端呈杯口状，对于泥沙样结石，MR 无特异征象，容易漏诊。

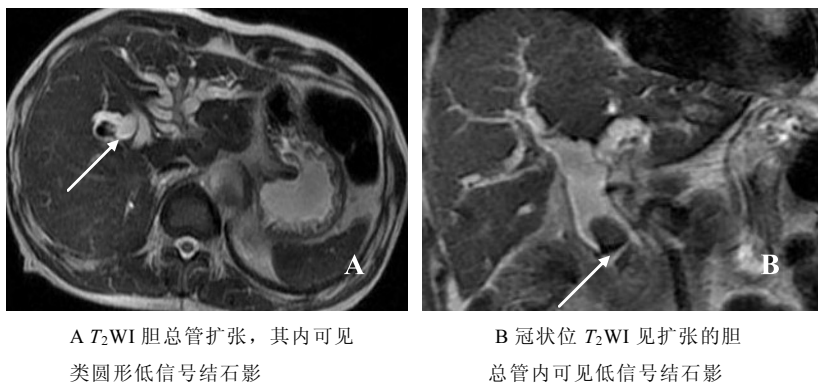


图 3.2.36 胆总管结石

#### 10) 胆管癌 MRI 表现

$T_1$ WI 上表现为胆管走行区出现比肝实质稍低信号的肿块， $T_2$ WI 上呈稍高信号，胆管内失去长  $T_1$  长  $T_2$  的胆汁信号，在 MRCP 上可见胆管狭窄或完全中断，梗阻端呈锥形或不规则形，肝内胆管扩张呈“软藤状”（图 3.2.37）。

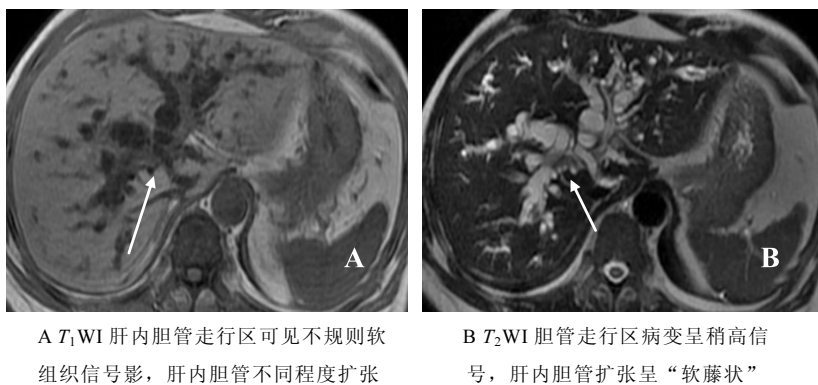


图 3.2.37 胆管癌

#### 11) 胆囊癌 MRI 表现

肿瘤组织在  $T_1$ WI 不均匀性低信号，在  $T_2$ WI 上为不均匀性高信号，增强后可出现不均匀性强化，胆囊癌大多并发结石。

#### 12) 胰腺癌 MRI 表现

胰腺癌 MRI 表现主要为肿块，其轮廓不规则，与正常胰腺分界不清。肿块在  $T_2$ WI 上可表现为不均匀高信号，在  $T_1$ WI 上大多数为低信号。由于胰腺癌为少血管肿瘤，动态增强早期癌肿强化不明显，而正常胰腺组织强化，二者形成明显对比（图 3.2.38）。胰头癌还可出现“双管征”（胆管和胰管扩张）。癌肿侵犯周围血管，以及淋巴结和肝脏转移等，均可清晰显示。

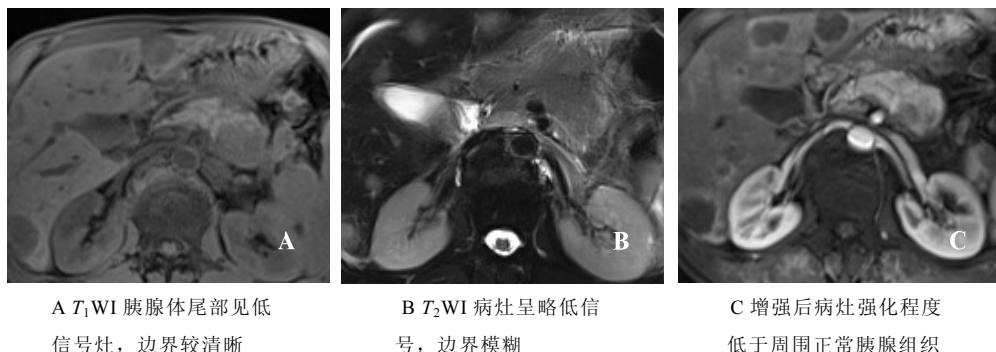


图 3.2.38 胰腺癌

## 13) 急性胰腺炎 MRI 表现

胰腺体积增大，形状不规则，边缘模糊不清， $T_1$ WI 表现为低信号， $T_2$ WI 为高信号，增强后正常胰腺组织强化明显，而坏死组织区不强化。出血性胰腺炎  $T_1$ WI 呈高信号，当炎症扩散至腹膜后，可形成蜂窝组织炎症，其信号强度与邻近肠袢相似，严重者致腹膜后脓肿。

## 14) 慢性胰腺炎 MRI 表现

胰腺增大、缩小或正常，整个胰腺信号正常或为不均匀性低信号，主胰管可见不同程度扩张，慢性胰腺炎可并发假性囊肿，表现为局限性圆形长  $T_1$  长  $T_2$  信号，增强后囊肿边缘更为清楚，囊肿内不强化。钙化灶显示为黑色低信号。

## 15) 肾囊肿 MRI 表现

肾实质内边缘锐利的圆形水样信号灶，壁薄而难以显示，可为单发或多发，累及一侧或双侧肾脏，较大囊肿常向肾外突出。增强检查病变无强化（图 3.2.39）。

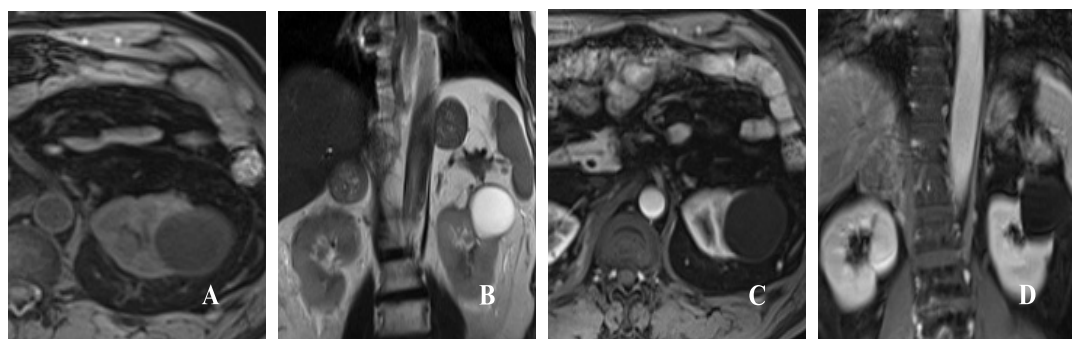
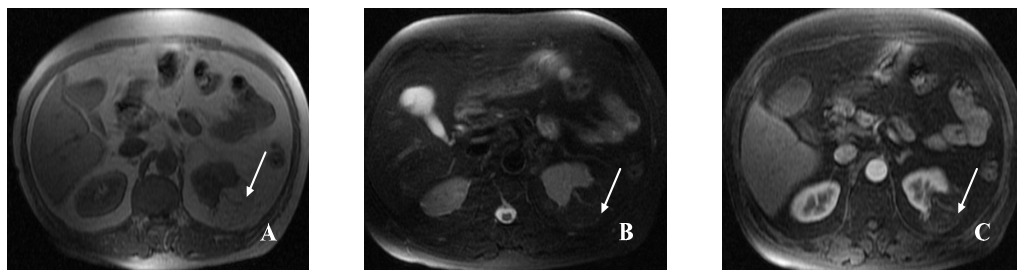


图 3.2.39 左肾囊肿

## 16) 肾脏血管平滑肌脂肪瘤 MRI 表现

其 MRI 可显示肿瘤的组织特征，即肾实质不均质肿块内有脂肪性低信号灶。应用  $T_1$ WI 脂肪抑制技术，高信号脂肪灶变为低信号。增强检查，病灶呈不均一强化（图 3.2.40）。





A 左肾可见一个类圆形短  $T_1$  信号肿块影，界限清晰

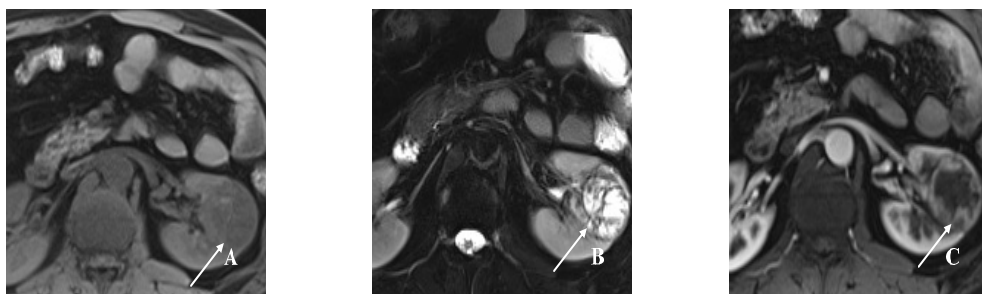
B  $T_1$  抑脂序列病灶内脂肪高信号被抑制，病灶呈现低信号

C 增强后病灶可见不均匀强化

图 3.2.40 左肾血管平滑肌脂肪瘤

### 17) 肾癌 MRI 表现

其 MRI 表现类似 CT 所见。肿瘤在  $T_1$ WI 上信号强度多低于肾皮质，在  $T_2$ WI 上呈混杂信号，并常于病变周边见低信号环，代表肿瘤假性包膜。增强检查肿瘤呈不均一强化（图 3.2.41）。



A  $T_1$ WI 左肾可见类圆形低信号肿块影，内部信号不均

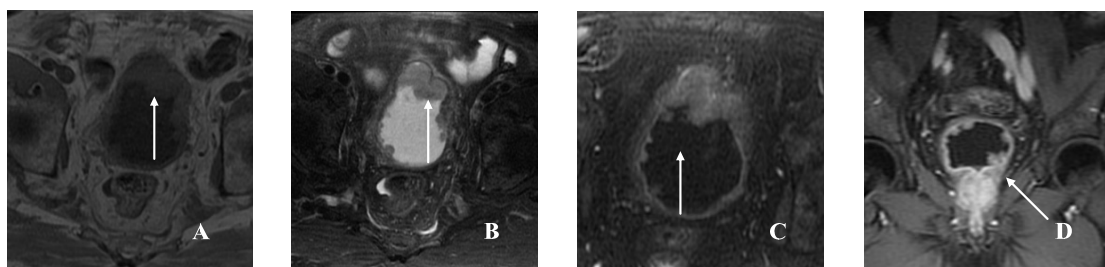
B  $T_2$ WI 左肾肿块呈以长  $T_2$  为主的混杂信号，周围可见低信号包膜环

C 增强扫描肿块可见不均匀强化，周围包膜可见强化

图 3.2.41 肾癌 MRI 表现

### 18) 膀胱癌 MRI 表现

膀胱癌的形态学表现与 CT 检查相仿，即自膀胱壁突向腔内的肿块和/或膀胱壁的不规则增厚。在  $T_1$ WI 上，肿瘤与膀胱壁呈等信号，而在  $T_2$ WI 上则高于膀胱壁信号，增强扫描早期肿块多为均一强化（图 3.2.42）。



A  $T_1$ WI 膀胱壁多发不规则增厚

B  $T_2$ WI 膀胱壁局部可见肿块影形成，病灶呈略长  $T_2$  信号

C  $T_1$  抑脂序列，病灶内信号未见减低改变

D 冠状位增强后病灶可见明显异常强化

图 3.2.42 膀胱癌

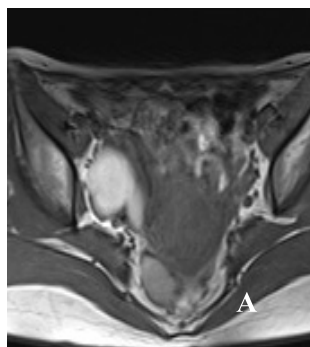
### 19) 卵巢囊肿

#### (1) 临床与病理

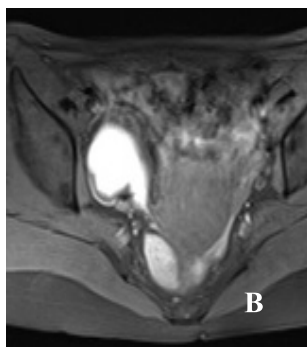
分单纯性囊肿、滤泡囊肿、黄素囊肿、巧克力囊肿等。

#### (2) MRI 表现

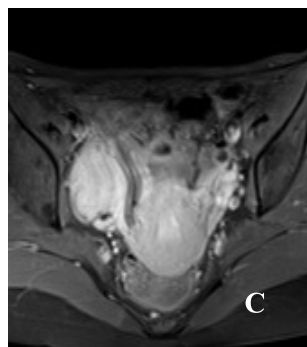
MRI 上表现为类圆形长  $T_1$ 、长  $T_2$  信号区，壁薄而光整，黄素囊肿常呈多房状长  $T_1$ 、长  $T_2$  信号区。巧克力囊肿  $T_1$ WI 呈明亮高信号， $T_2$ WI 为不均匀等或高信号。此外，MRI 能准确判断巧克力囊肿内是新鲜或陈旧性积血（图 3.2.43）。



A  $T_1$ WI 右侧卵巢可见类圆形高信号影，界限清晰



B  $T_2$ WI 右侧卵巢病变呈高信号

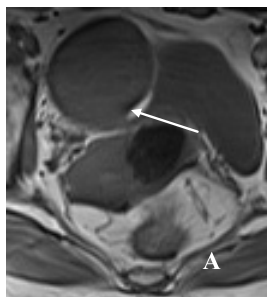


C 增强后病灶未见异常强化

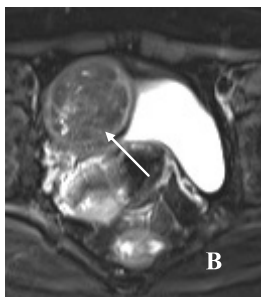
图 3.2.43 卵巢巧克力囊肿

### 20) 子宫肌瘤 MRI 表现

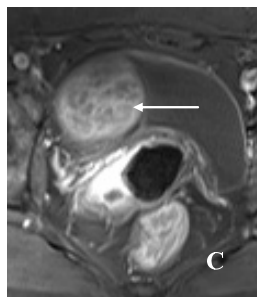
MRI 诊断子宫肌瘤不仅有较高的敏感性和定位的准确性（黏膜下、肌层或浆膜下），而且能判断肿瘤组织是否变性。未变性的平滑肌瘤信号均匀，在  $T_1$ WI 呈稍低或等信号，在  $T_2$ WI 上呈低信号。变性的肿瘤信号不均，钙化在  $T_1$ WI、 $T_2$ WI 上均呈低信号，脂肪变性均呈高信号（图 3.2.44）。



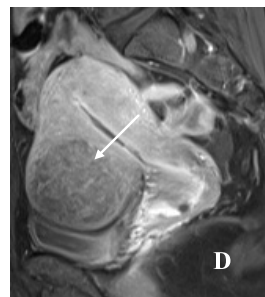
A  $T_1$ WI 子宫前壁处可见类圆形肿块影，界限清晰，周围可见包膜影



B  $T_2$ WI 信号不均，可见高、等、低多种信号，提示肿瘤变性



C 增强后病变可见异常强化



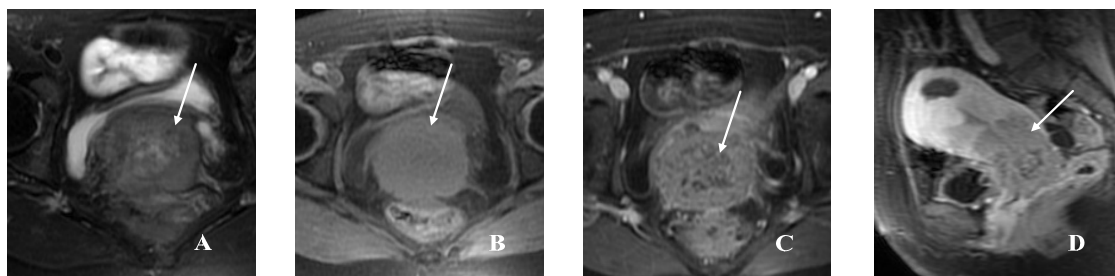
D 矢状位显示病灶位于子宫前壁肌层间

图 3.2.44 子宫肌瘤

### 21) 子宫颈癌 MRI 表现

MRI 表现为宫颈增大，其正常解剖层次模糊、中断，常有信号异常。宫颈软组织肿

块在  $T_2WI$  上多较正常宫颈信号高，但较子宫内膜及宫内分泌液信号低。 $T_1WI$  肿块呈稍低或等信号，增强扫描肿瘤呈不规则或均匀强化，当肿块向宫旁或盆内其他脏器浸润时，可表现为局部脏器壁增厚，脂肪界面消失，甚至见到不规则肿块影。MRI 可显示肿瘤腔内的生长情况，能分辨出器官的解剖层次（图 3.2.45）。



A  $T_1WI$  示宫颈部增大，局

部可见不规则肿块影，呈低信号

B  $T_2WI$  呈长  $T_2$  信号

C 增强扫描病灶可见不规

则异常强化

D 矢状位增强图像显示宫

颈癌侵及子宫全层

图 3.2.45 宫颈癌

## 22) 子宫体癌 MRI 表现

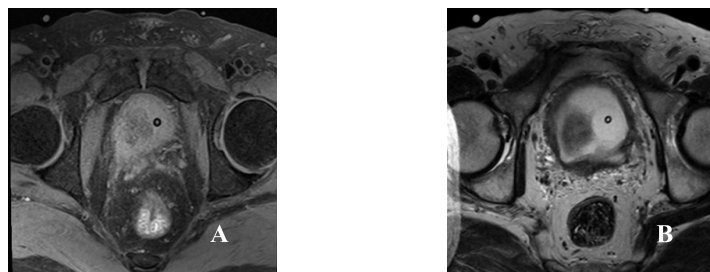
早期宫体癌在平扫 MRI 上的信号强度与正常子宫内膜相似，因而难以准确显示肿瘤的边界。宫体癌的间接征象有宫腔增宽和分叶状改变。在  $T_2WI$  上，有时在高信号的内膜中见到肿瘤呈点或块状低信号区。增强扫描后，肿瘤呈不规则强化，其内可有变性坏死区，肿瘤显示更清楚。

## 23) 前列腺增生 MRI 表现

增生的前列腺结节在  $T_1WI$  上一般呈均匀的稍低信号，在  $T_2WI$  上可呈低信号、等信号或高信号，包膜呈一环形低信号带。增生的结节使前列腺中央区、移行区体积增大，而边缘区受压变薄、萎缩。增强扫描时增生结节多呈不均匀明显强化。

## 24) 前列腺癌 MRI 表现

前列腺癌结节多位于边缘区， $T_1WI$  呈稍低信号， $T_2WI$  癌结节信号增高，但在高信号的边缘区内仍呈低信号影（图 3.2.46）。增强扫描癌结节仅轻度强化，但仍较周边区正常组织强化明显，从而使病灶显示更清楚。肿瘤侵犯前列腺周围脂肪  $T_1WI$  表现为高信号的脂肪内出现低信号肿块影。精囊腺受累在  $T_2WI$  上表现为单侧或双侧精囊信号减低，并出现体积的增大。



A  $T_1WI$  示前列腺左侧外周带可见类圆形低信号结节影

B  $T_2WI$  呈略高信号

图 3.2.46 前列腺癌

### 3.2.5 骨关节病变

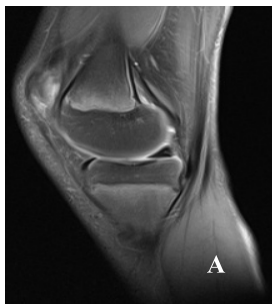
#### 1. 骨关节、脊柱 MR 检查技术

平扫：横断、冠状、矢状或各种方向  $T_1WI$  和  $T_2WI$ 。增强扫描采用  $T_1WI$ 。

#### 2. 关节、脊柱正常 MRI 表现

在任何扫描序列的 MR 图像中骨皮质均表现为极低信号影，但在骨髓腔组织和骨外软组织的衬托下仍可清楚地显示其形态和结构。 $T_1WI$  上，新生儿红骨髓的信号强度等于或低于肌肉，儿童和成人的红骨髓信号强度高于肌肉但低于脂肪；在  $T_2WI$  上，红骨髓的信号强度增高，类似皮下脂肪。黄骨髓的信号强度与皮下脂肪类似。

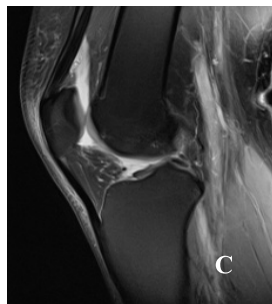
MRI 能较好地显示关节的各种结构。关节软骨位于关节骨端的最外层，为一厚约 1~6 mm 的弧形中等或较高信号影，信号较均匀，表面光滑。关节软骨下的骨性关节面为一薄层清晰锐利的低信号影。骨性关节面下的骨髓腔在  $T_1WI$  和  $T_2WI$  均为高信号。关节囊的纤维层表现为光滑连续的低信号。关节囊内外韧带和关节盘在各种加权图像上均为低信号。关节腔内的少量滑液在  $T_1WI$  呈薄层低信号影，在  $T_2WI$  表现为高信号（图 3.2.47）。



A 平扫矢状位  $T_1WI$  脂肪抑制成像



B 平扫冠状位  $T_2WI$  脂肪抑制成像



C 平扫矢状位  $T_2WI$  脂肪抑制成像

图 3.2.47 膝关节 MRI 图像

MRI 矢状面和冠状面，可显示脊柱的解剖结构。矢状面上椎体后缘中部有短的条状凹陷，为椎基静脉所致。椎间盘在  $T_1WI$  呈较低的信号，分不清髓核和纤维环；在  $T_2WI$  上髓核呈高信号而纤维环呈低信号。位于椎体前缘和后缘的前、后纵韧带在各种序列上均呈低信号，与低信号的椎体骨皮质的椎间盘的最外纤维层不能区分。MRI 还能显示椎管内软组织，包括硬膜外脂肪、硬膜囊、脑脊液和脊髓等结构（图 3.2.48）。

#### 3. 常见疾病诊断

##### 1) 骨折 MRI 表现

MRI 在显示骨折线方面不如 CT，骨折在  $T_1WI$  上表现为线样低信号影，与骨髓的高信号形成明显的对比， $T_2WI$  上为高信号影，代表水肿或肉芽组织；骨挫伤是外力作用引起的骨小梁断裂和骨髓水肿、出血， $T_1WI$  上表现为模糊不清的低信号区，在  $T_2WI$  上为高信号（图 3.2.49）。

A 矢状位  $T_1$ WI 成像B 矢状位  $T_2$ WI 成像

图 3.2.48 正常胸椎 MRI 图像

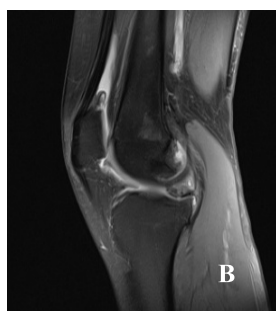
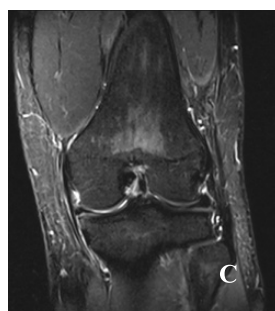
A 平扫矢状位  $T_1$ WI 成像B 平扫矢状位  $T_2$ WI 脂肪抑制成像C 平扫冠状位  $T_2$ WI 脂肪抑制成像, 显示股骨下端骨挫伤的斑片状异常信号影

图 3.2.49 膝关节骨挫伤

## 2) 椎间盘突出 MRI 表现

在横断面图像上, 突出椎间盘呈半圆形突出于椎体后缘, 边缘规则或不规则。在矢状面图像上, 突出的椎间盘呈半球状、舌状向后方或侧后方伸出, 其信号强度与其主体部分一致。其中腰椎间盘突出最多见(图 3.2.50 和图 3.2.51), 其次为颈椎间盘(图 3.2.52)。

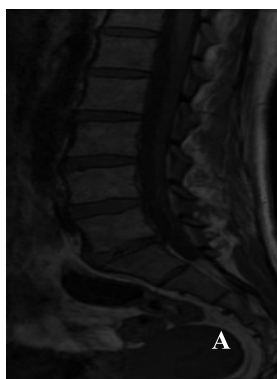
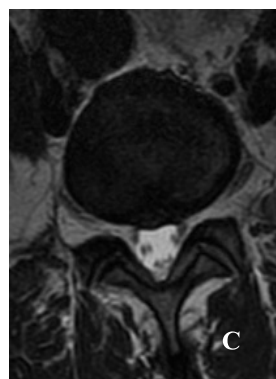
A 矢状位  $T_1$ WI 图像B 矢状位  $T_2$ WI 图像C 轴位  $T_2$ WI 图像, 显示腰椎间盘向周围膨出并压迫硬膜囊

图 3.2.50 腰椎间盘突出

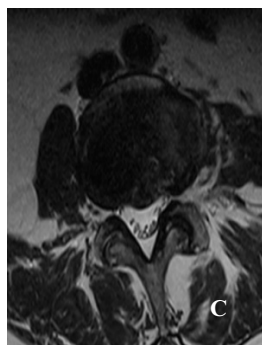
A 矢状位  $T_1$ WI 图B 矢状位  $T_2$ WI 图C 轴位  $T_2$ WI 图像显示腰椎间盘  
向后突入椎管内并压迫硬膜囊图

图 3.2.51 腰椎间盘突出

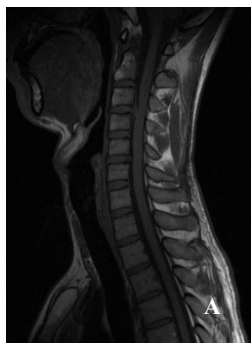
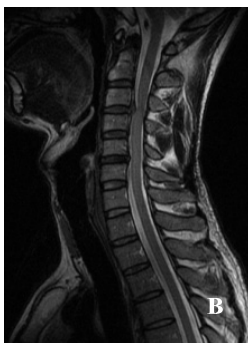
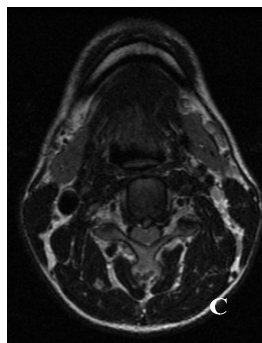
A 矢状位  $T_1$ WI 图像B 矢状位  $T_2$ WI 图像C 轴位  $T_1$ WI 图像显示颈间盘向后  
突入椎管内并压迫硬膜囊

图 3.2.52 颈椎间盘突出

### 3) 韧带和肌腱损伤 MRI 表现

可以直接显示韧带、肌腱。正常韧带、肌腱在所有 MRI 序列上都表现为低信号影。不完全撕裂表现为  $T_2$ WI 上韧带低信号影中出现散在的高信号，其外形可以增粗，边缘不规则。完全断裂者则可见到断端分离和退缩。两者的周围都可见水肿或/和出血(图 3.2.53)。

A 矢状位  $T_1$ WI 图像显示后  
交叉韧带断裂B 矢状位  $T_2$ WI 脂肪抑制图像显示  
前交叉韧带损伤

图 3.2.53 交叉韧带损伤

#### 4) 化脓性骨髓炎 MRI 表现

在确定急性化脓性骨髓炎的髓腔侵犯和软组织感染范围方面, MRI 明显优于 X 线和 CT。骨髓的充血、水肿、渗出和坏死在  $T_1WI$  上均表现为低信号, 与正常的骨髓信号形成明显的对比。在与骨干长轴平行的矢状或冠状层面上, 骨髓腔受累的范围显示良好。在病变早期的  $T_1WI$  上病变区与正常骨髓分界模糊, 出现骨质破坏后分界趋向清楚。受累骨周围软组织肿胀, 肌间隙和皮下脂肪模糊不清, 在  $T_2WI$  上充血水肿的骨髓、肌肉和脓肿呈高信号, 增强后脓肿壁可出现明显强化。

#### 5) 脊椎结核 MRI 表现

脊椎结核的椎体信号改变, 大多数  $T_1WI$  呈现均匀的较低信号, 少数病灶呈现混杂低信号;  $T_2WI$  多呈现混杂高信号; 增强检查以不均匀强化较为常见 (图 3.2.54)。受累椎间盘  $T_1WI$  多呈低信号,  $T_2WI$  常为不均匀混杂高信号。MRI 可清楚地显示脊椎结核沿前纵韧带下蔓延的特点。椎旁软组织包括脓肿和肉芽肿,  $T_1WI$  呈现低信号或等信号;  $T_2WI$  多呈现混杂高信号。脓肿壁薄且常有明显强化。



A 颈胸段椎体矢状位  $T_1WI$  平扫显示胸 1~2 椎体骨质破坏, 相应椎间隙狭窄



B 矢状位  $T_2WI$  平扫可见病变向后突入椎管内, 椎旁梭形脓肿形成



C 轴位  $T_1WI$  增强显示病变明显不均匀强化

图 3.2.54 胸椎结核

#### 6) 骨软骨瘤 MRI 表现

骨性基底各部的信号特点与母体骨相同, 软骨帽在  $T_1WI$  上呈低信号, 在脂肪抑制  $T_2WI$  上为明显的高信号, 信号特点与关节透明软骨相似。

#### 7) 骨巨细胞瘤 MRI 表现

MRI 能够观察到肿瘤与神经、血管的关系, 以及有无关节腔受累、骨髓的侵犯和复发等。多数肿瘤在 MRI 图像上边界清楚, 周围无低信号环影。瘤体在  $T_1WI$  呈均匀的低或中等信号, 瘤内有亚急性出血则出现高信号区。  $T_2WI$  信号多不均匀, 呈混杂信号, 瘤组织和出血信号较高, 而含铁血黄素沉积呈低信号, 出血和液化坏死区可出现液—液平面。增强扫描可见不同程度的强化。

#### 8) 骨肉瘤 MRI 表现

MRI 对骨质破坏、骨膜反应、瘤骨和瘤软骨钙化在  $T_2WI$  上的显示最好, 均表现为低信号, 其形态与 CT 所见相似。增强扫描肿瘤呈不均匀强化, 但软组织肿块较肿瘤骨

的增强更明显（图 3.2.55）。由于 MRI 有良好的软组织分辨力，能多方位扫描，可以清楚地显示肿瘤与周围组织，如肌肉、血管、神经等的关系，也能显示肿瘤在髓腔内及向骨髓和关节腔的蔓延，是发现跳跃性病灶的较理想检查方法。

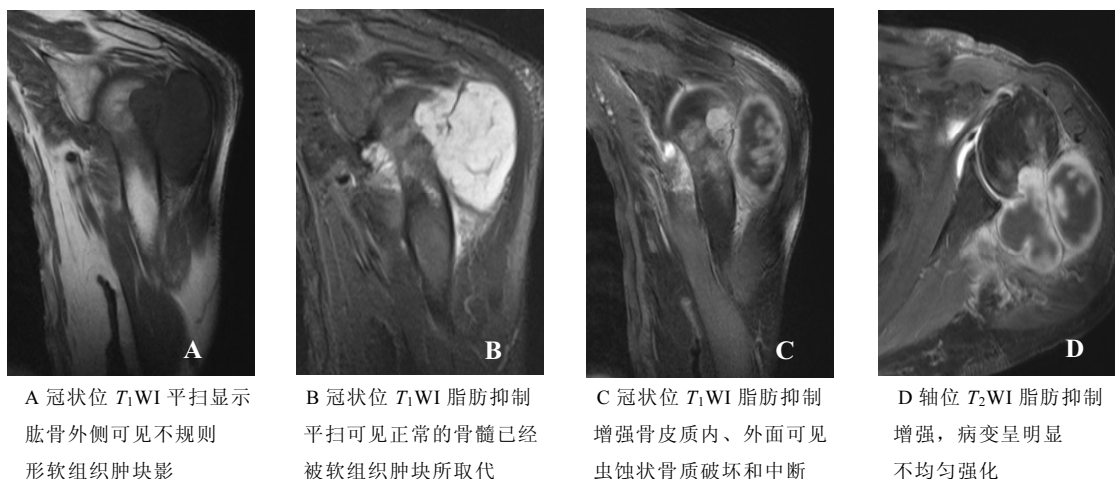


图 3.2.55 骨肉瘤

### 9) 骨转移瘤 MRI 表现

MRI 对含脂肪的骨髓组织中的肿瘤组织及其周围水肿非常敏感，因此能检出 X 线平片、CT 甚至核素骨显像不易发现的转移灶，能发现尚未引起明显骨质破坏的骨转移瘤，能明确转移瘤的数目、大小、分布和邻近组织是否受累，为临床及时诊断和评估预后提供可靠的信息。大多数骨转移瘤在  $T_1$ WI 上呈低信号，在高信号的骨髓组织的衬托下显示非常清楚；在  $T_2$ WI 上表现为程度不同的高信号，脂肪抑制序列可以清楚地显示（图 3.2.56）。

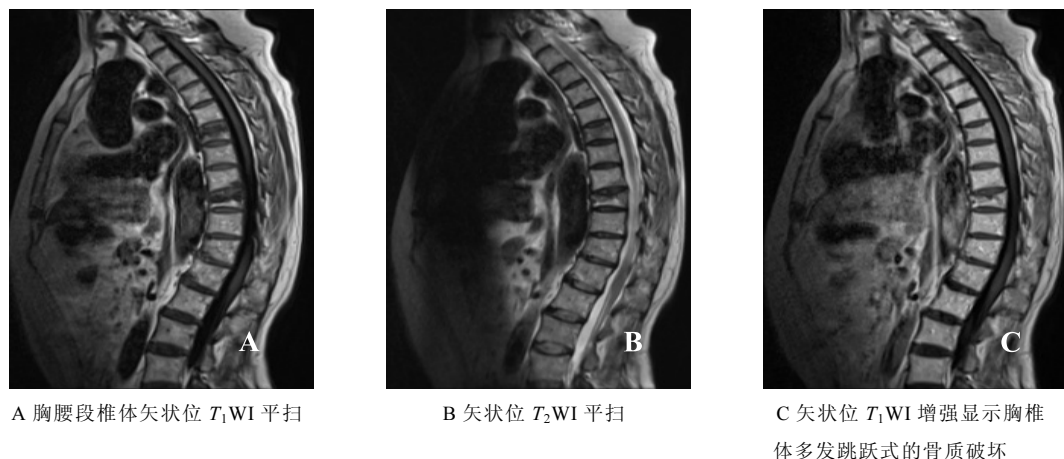


图 3.2.56 胸椎转移瘤

### 10) 骨囊肿 MRI 表现

囊内容在  $T_1$ WI 上为中等信号，在  $T_2$ WI 上为高信号。如果其内有出血或含胶样物质，则在  $T_1$ WI 和  $T_2$ WI 上均为高信号。



## 第4章 超声诊断

### 4.1 超声诊断原理

超声医学是利用超声物理特性作用于人体组织器官来诊断和治疗疾病的一门学科。所谓超声是指声波振动频率超过两万赫兹的机械波，即超过人耳听觉上限的高频声波。利用超声在人体器官组织传播过程中产生透射、折射、反射等的信息，加以接收、放大和处理形成曲线的方法，称为超声诊断。超声波在生物组织中的传播规律是超声诊断的基础，对超声诊断最重要的生物组织是软组织和血液。当超声经过不同性质的软组织和血液或当组织发生病理变化时，其在组织器官中的传播发生相应的改变，最终体现为超声曲线或图像上的差异。

现在使用的超声诊断方法有 A 型诊断法、B 型诊断法、M 型诊断法和 D 型诊断法。A 型诊断法即幅度调制显示法，以波幅高低表示界面反射信号的强弱，其中纵坐标显示回声的幅度和波形，横坐标显示检测的深度。B 型诊断法即辉度调制显示法，以辉度光点明暗表示界面回声反射信号的强弱。回声强则光点亮，回声弱则光点暗，如无回声则为暗区。M 型诊断法即运动显示法，是在单声束 B 型扫描中取样获得运动界面回声，再以慢扫描方法将运动界面展开，获得距离—时间曲线，反射光点在显示屏上自左向右移动显示。D 型诊断法即多普勒显示法，多用于检测心脏及血管内血流流速、性质、方向等，对心脏分流、瓣膜口有无狭窄及程度和反流性疾病有良好的定性及定量诊断价值。

### 4.2 超声临床应用

#### 4.2.1 乳腺病变

##### 1. 乳腺超声检查技术

使用二维超声，5.0~13 MHz 高频探头，以乳头为中心，探头长轴与乳管长轴平行，顺时针或逆时针检查，然后探头长轴垂直乳管横切，得到乳管断面与间质的图像。

##### 2. 正常超声表现

正常乳腺超声图像由浅入深分为皮肤、皮下脂肪、腺体及乳腺后结构等四个部分。腺体层主要由三种成分组成，一是腺体组织，包括腺叶、腺泡、小叶和输乳管系统；二是脂肪；三是纤维结缔组织。正常乳腺图像如图 4.2.1 所示。

在图 4.2.1 中可见乳腺腺体回声均匀，层次结构清晰。



图 4.2.1 正常乳腺

### 3. 常见疾病诊断

#### 1) 乳腺炎 (mastitis)

##### (1) 临床与病理

乳腺炎多发生于产后哺乳期，多见于初产妇。发病初期，病人会有寒战、高热、乳房红肿及胀痛等表现。本病好发于乳腺的外下象限，发病区有硬结，按压有疼痛感。病变继续发展会形成脓肿。

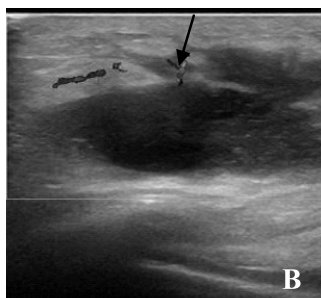
##### (2) 超声表现

肿块内部回声增强，分布不均。肿块边缘局部增厚，但回声增强。肿块受挤压时，局部有压痛。当脓肿形成时，内部呈不均匀的无回声区，边界增厚。慢性炎症时内部可出现不均质的光点或光团。

彩色多普勒血流现象 (color doppler flow imaging, CDFI) 显示肿块内部及周边散在分布点状血流 (图 4.2.2)。



A 可见乳腺内片状低回声，形状不规则



B CDFI 图像中可见血流信号

图 4.2.2 乳腺炎

#### 2) 乳腺囊性增生症 (cystic hyperplasia of breast)

##### (1) 临床与病理

本病好发于 30~40 岁女性，其症状是月经来潮前乳房一侧或两侧出现间歇性胀痛，逐渐加剧，可触及多个大小不等的结节，有压痛，月经过后症状立即减轻或消失。本病有自限性，一般 3 年后会好转或自愈。

##### (2) 超声表现

两侧乳房增大，但边界完整、光滑。内部回声分布不均，结构紊乱，呈粗大回声及回声斑。如有囊性扩张，乳房内可见大小不等的无回声区，其后壁回声稍强。

CDFI 偶见血流信号增多，散在分布，无规律性 (图 4.2.3)。

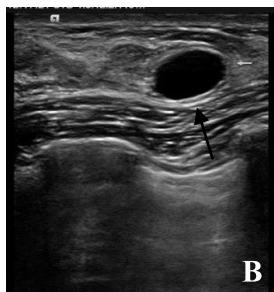
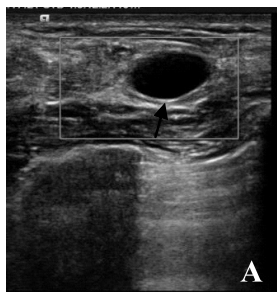


图 4.2.3 乳腺囊性增生症

在图 4.2.3 中乳腺囊性增生病有囊肿形成，乳腺内可见无回声区，其后壁回声增强，CDFI 未见血流信号。

### 3) 乳腺导管扩张症 (mammary duct ectasia)

#### (1) 临床与病理

由于乳晕周围的乳腺导管阻塞，引流不畅，继而乳腺导管扩张，导管周围出现无菌性炎症。

#### (2) 超声表现

乳晕下导管扩张，形成无回声区，形状不规则，透声性差，后方回声不增强，而往往轻度衰减。CDFI 低回声区内多见点状血流信号，检出率达 100%，血流多位于病灶的中心处。血流速峰值在 17 cm/s 左右，阻力指数为 (RI) < 0.70 (图 4.2.4)。

由图 4.2.4 可见囊状扩张的导管。

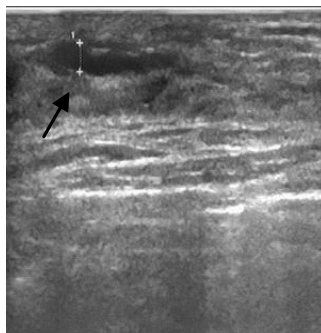
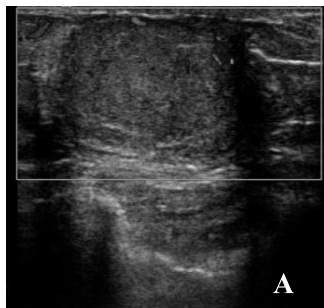


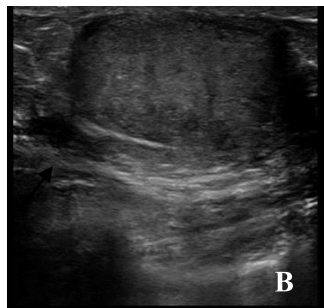
图 4.2.4 乳腺导管扩张症

### 4) 乳腺纤维瘤超声表现

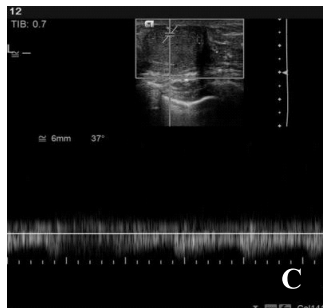
- ① 边界光滑、完整，有包膜。
- ② 肿块内部呈弱—低回声，分布均匀，少数回声不均。
- ③ 后方回声增强或不增强。
- ④ 肿块呈圆形或椭圆形，有时呈分叶状或不规则形。
- ⑤ 少数可见颗粒状钙化。
- ⑥ CDFI 多数为无血流或少血流型 (图 4.2.5)。



A CDFI 可见少数血流



B 可见低回声团块，病变界限清楚，后方回声增强



C 频谱多普勒显示肿瘤内血流速度偏低，阻力指数偏低，提示肿瘤良性可能

图 4.2.5 乳腺纤维瘤

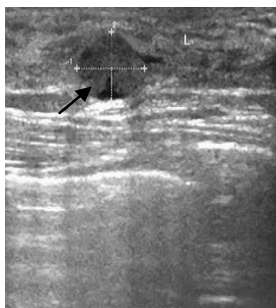


图 4.2.6 导管内乳头状瘤

### 5) 导管内乳头状瘤 (intraductal papilloma)

该病变超声表现为：

- ① 乳晕下导管内可见中强回声团，呈沙粒状改变，近端导管扩张。
  - ② 乳腺导管造影检查可见圆形充盈缺损 (图 4.2.6)。
- 在图 4.2.6 中可见乳腺导管局限性扩张，扩张导管内可见略高回声光团，形态不规则。

### 6) 乳腺癌超声表现

该病变超声表现为：

- ① 癌瘤处边界不整，凹凸不平，无包膜，边界呈“蟹足

状”或“锯齿状”，界限不清。

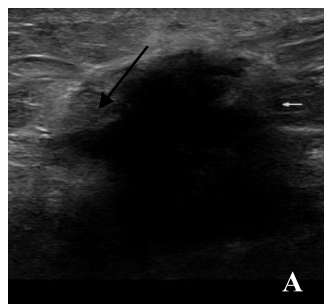
② 内部多为低回声，分布不均，少数呈等回声或强回声。

③ 癌瘤后壁回声减低。

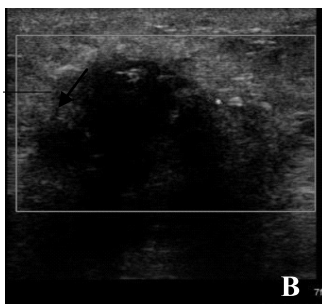
④ 癌瘤内有针芒状钙化点。

⑤ 癌瘤向组织或皮肤浸润性生长。

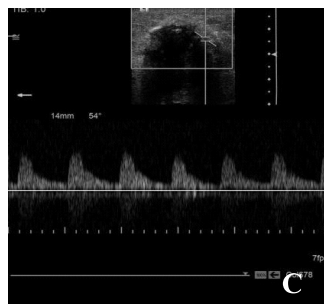
⑥ CDFI 显示肿瘤血运丰富，并有新生血管及静脉瘘，形成高速高阻及动静脉混迭现象，有穿支动脉血流（图 4.2.7）。



A 可见低回声光团，内部回声不均匀，形态不规则、欠清晰，呈蟹足样浸润性生长，内部可见沙粒样强回声光点，病灶后方回声衰减



B CDFI 可见点状血流信号



C 显示为动脉频谱

图 4.2.7 乳腺癌

## 4.2.2 甲状腺超声诊断

### 1. 甲状腺超声检查技术

一般采用高频线阵探头，探头频率以 10 MHz 以上为佳。患者仰卧位，充分暴露颈部，根据需要可让患者配合头向一侧倾斜或者侧卧位。

### 2. 正常超声表现

正常甲状腺呈密集细点状中等强度回声，明显高于邻近的肌肉组织，也略高于颌下腺，边界清楚，其包膜呈强回声虚线状（图 4.2.8）。

图 4.2.8 中甲状腺大小正常，其内回声均匀。

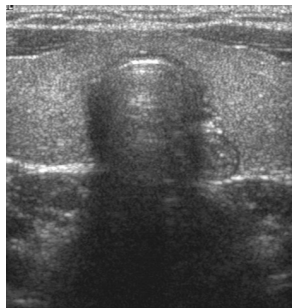


图 4.2.8 正常甲状腺

### 3. 常见疾病诊断

#### 1) 甲状腺肿 (goiter)

一般分为三种：弥漫性甲状腺肿、单纯性甲状腺肿和结节性甲状腺肿。

##### (1) 弥漫性甲状腺肿

临床与病理：

表现为甲状腺弥漫性增生，腺体内血管增多、增粗，淋巴细胞浸润，滤泡细胞增生，滤泡腔内胶体含量减少。

超声表现：

甲状腺弥漫性肿大，包括甲状腺峡部，两侧对称，边缘多规则，内部回声为密集

细小光点，低、中等增粗增强，分布均匀或不均匀，一般无结节；甲状腺肿大可为正常的2~3倍，有时可压迫颈动脉鞘，使血管移位。CDFI可见弥漫点状及分支状彩色血流分布，即“甲状腺火海征”。少数呈局限性分布，即“海岛征”（图4.2.9）。

图4.2.9 中甲状腺体积弥漫性增大，内部回声不均匀，CDFI血流信号丰富呈现典型“火海征”。

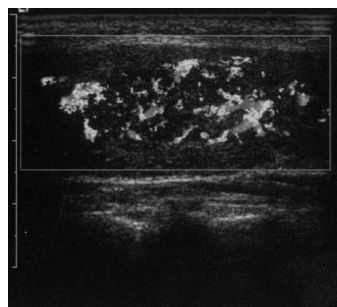


图4.2.9 弥漫性甲状腺肿

## (2) 单纯性甲状腺肿

临床与病理：

因缺碘代偿性增生或因甲状腺肿物等导致的代偿性甲状腺增生，且不伴有明显的功能异常。这里主要介绍地方性甲状腺肿。

超声表现：

甲状腺呈不同程度对称性和均匀性肿大，常较甲亢增大明显。甲状腺腺体内部回声早期可类似正常，光点增粗，少数含有一至多个散在性边界模糊的低回声细小结节。CDFI腺体内可见散在点状及分支状血流信号，较正常甲状腺血流信号无明显增多。

## (3) 结节性甲状腺肿

临床与病理：

多由在地方性甲状腺肿的基础上反复增生和不均匀的复原反应所致，形成增生性结节。结节的形成使甲状腺肿大、变形。

超声表现：

甲状腺不同程度的不对称性增大，实质光点稍增粗，分布欠均匀，其内有多个结节，部分结节边界清楚，多为中等偏强回声，也可为低回声，结节内可见强光斑及液性暗区。结节周围常无正常甲状腺组织。

CDFI上腺体内见分布增多的点状血流信号，可见增大迂曲的分支状血管，在大小不等的结节间穿行或绕行，并可见细小分支伸入结节内。小结节或有液性暗区的结节内无血流信号（图4.2.10）。

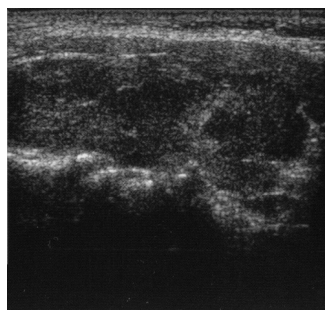


图4.2.10 结节性甲状腺肿

图4.2.10 中甲状腺内部回声欠均匀，可见多个大小不等的低回声光团，边界清晰，形态规则。

## 2) 甲状腺炎 (thyroiditis)

炎症累及区弥漫性肿大，两侧叶或单侧叶质地坚硬，超声特征为腺体增大和回声减低。

### (1) 急性甲状腺炎

临床与病理：

该病症较少见，多由于上呼吸道感染及颈部的感染扩展而来，少数为血行感染，以链球菌、葡萄球菌为多见。

超声表现：

甲状腺肿大，内部见低回声区，有的可形成脓肿而呈无回声区，即急性化脓性甲状腺炎。甲状腺脓肿的脓腔内可见散在光点。

### (2) 亚急性甲状腺炎

临床与病理：

该病症常继发于上呼吸道感染或流行性腮腺炎，发病初期咽痛、发热、甲状腺中度

肿大和疼痛，数周后可自行缓解。

超声表现：

甲状腺呈对称性中度肿大，病灶可呈类圆形或不规则形，无包膜和声晕，也有单叶局限性肿大的，轮廓正常，包膜可增厚。内部回声可见实质低回声或暗区，后期趋向慢性则不均质，有钙化者可见局灶性增强光点，弧形或小斑块状钙化强回声带伴声衰减现象。患侧甲状腺与其接近的颈前肌二者之间间隙消失，弥漫性粘连和疑为囊肿的低回声带，即假性囊肿征，后者也称“冲洗过”征。

CDFI 表现为甲状腺内异常回声区周边有较丰富的血流信号，内部血流信号少数较丰富或无血流显示。频谱多普勒在低回声边缘可探及动脉频谱，而内部常无血流信号（图 4.2.11）。

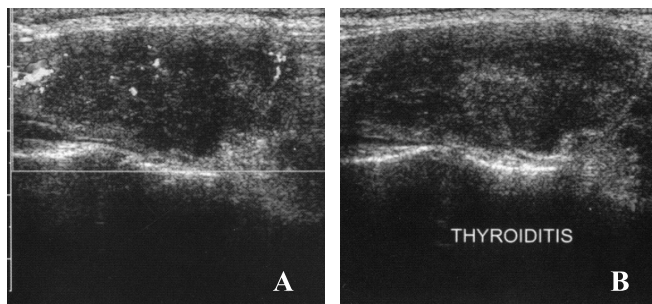


图 4.2.11 亚急性甲状腺炎

图 4.2.11 中甲状腺内可见片状低回声，边界不清晰，形态不规则，血运丰富。

### 3) 甲状腺腺瘤 (thyroid adenoma)

#### (1) 临床与病理

甲状腺腺瘤可分为滤泡性腺瘤、乳头状腺瘤、非典型腺瘤。病程缓慢，可达数月甚至数十年之久。多为单发，与周围组织无粘连，无自觉症状。

#### (2) 超声表现

甲状腺不大或局限性增大，瘤体呈圆形、椭圆形或边缘性肿块，边界清楚，包膜光带纤细、较完整，内部呈实质性低回声、等回声、增强回声、囊变或出血时呈混合性无回声；边缘多数可见晕征，等回声的腺瘤可通过晕征发现，晕征是由于小血管围绕或周边水肿所致。腺瘤的底部回声不衰减，周围组织正常。

CDFI 上腺瘤周边的声晕处可见较丰富的动静脉血流信号，呈环状分布，最窄处可见花色高速血流，内部乳头上可见少量血流分布。腺瘤所在侧的甲状腺上动脉血流最高流速高于健侧（图 4.2.12）。

### 4) 甲状腺癌 (carcinoma of thyroid)

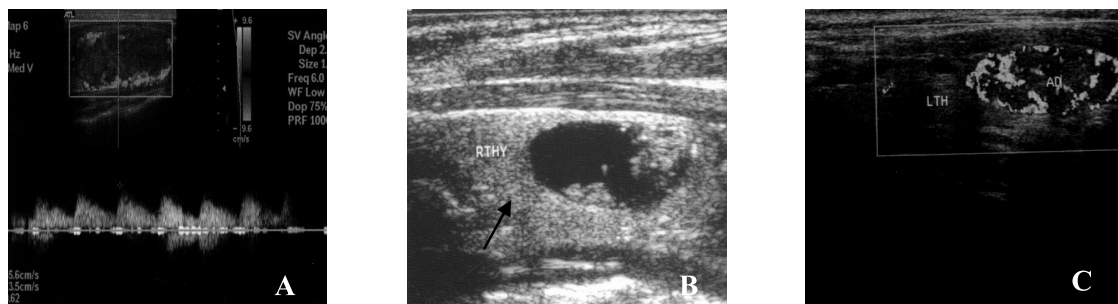
#### (1) 临床与病理

甲状腺癌可分为乳头状癌、滤泡状腺癌、未分化癌、髓样癌、转移癌等。

#### (2) 超声表现

癌肿侧甲状腺增大，形态失常，肿块形态不规则，以单发性为多，伴桥本甲状腺炎、结节性甲状腺肿，即良、恶性共存，多无包膜及晕环，大多甲状腺癌以实质不均质低回声为主，如内部回声呈均质低回声且边界清晰应考虑为髓样癌，而底部回声明显减低或

消失者则多见于滤泡状腺瘤。肿瘤呈蟹足样向周边组织浸润。肿瘤内部多见粗糙不规则钙化和沙粒状微钙化。



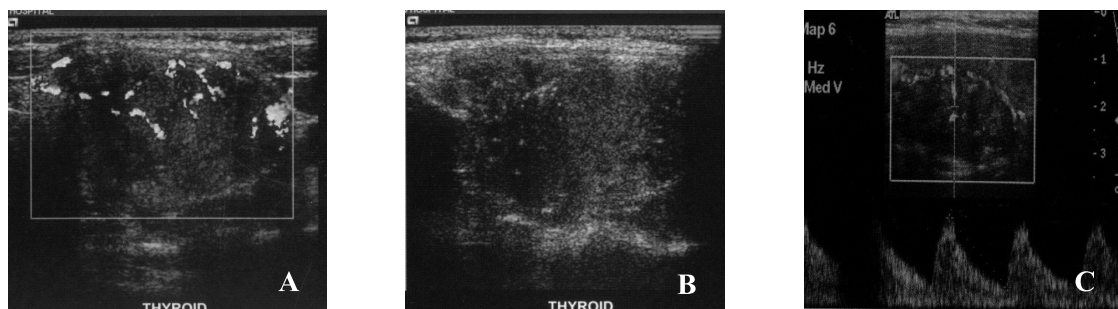
A 频谱呈动脉型；

B 可见甲状腺内混合性回声，边界清楚，形态规则，边缘可见晕征；

C CDFI 肿瘤内部血流略丰富

图 4.2.12 甲状腺腺瘤

CDFI 肿瘤内部血流丰富，边缘血流信号缺乏，部分肿瘤边缘血流丰富而内部血供少，如图 4.2.13 所示。



A CDFI 可见血流信号丰富

B 图中甲状腺内部可见低回声，内部回声不均，形态不规则，边界不清晰，内部可见沙粒样强回声光点，后方回声衰减

C 频谱呈动脉型

图 4.2.13 甲状腺癌

### 4.2.3 腹部病变超声诊断

#### 1) 肝胆脾胰及肾脏超声检查技术

患者取仰卧位，有时可取左或右侧卧位，探头频率为 3.5~5.0 MHz。

#### 2) 正常超声表现

① 正常肝实质回声为分布均匀细小密集的光点，中等回声强度，低于胰腺实质，略高于肾实质，接近脾脏回声（图 4.2.14A）。

② 胆囊轮廓清楚、壁薄，内含液体，胆囊壁呈线样高回声，且厚薄均匀一致。

③ 胰腺内部回声为均匀的细小光点，其回声强度比正常肝脏略强（图 4.2.14B）。

④ 脾脏表面光滑，轮廓清楚，被膜呈线状高回声，脾实质呈均匀的中等回声，略低于肝脏。

⑤ 可呈圆形、卵圆形或豆状，肾被膜呈光滑的线状高回声。肾皮质和肾柱呈略低回

声，肾锥体呈锥形、卵圆形或圆形的更低回声。肾窦脂肪呈不规则高回声（图 4.2.14C）。



A 正常肝脏图像见肝脏回声分布均匀，中等回声强度



B 正常胰腺图像见胰腺边界清楚，内部回声均匀



C 正常肾脏图像见肾脏大小正常，皮髓质界限清晰

图 4.2.14 正常肝脏及胰腺、肾脏

### 3) 常见病诊断

#### (1) 肝囊肿超声表现

肝内可见类圆形无回声区，囊壁菲薄，光滑整齐，呈高回声，与周围肝组织界限清楚，囊肿后方回声增强。小的囊肿侧壁可有淡的侧方声影，有时仅显示前后壁，而侧壁可出现回声失落，此时囊肿的壁呈“等号”状，如图 4.2.15 所示。

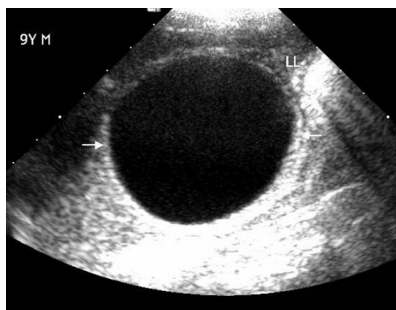


图 4.2.15 肝囊肿

囊肿较大或靠近浅表部位时，肝表面可见局限性隆起，囊肿小时肝脏形态可无改变。

囊肿合并出血感染时，囊壁增厚，不光滑，囊内可见细小光点或光带漂浮。

CDFI 偶可见囊壁少量血流信号，主要为静脉血流。

在图 4.2.15 中肝内见无回声区，边界清楚，形态规则，后方回声增强。

#### (2) 肝脓肿超声表现

脓肿早期肝脏病变区充血水肿，出现边界模糊的低回声区，内部回声欠均匀，与周围肝组织相延续。当肝内出现肝组织出血和坏死时，病灶内出现点、片状高回声区。

脓肿形成时，表现为边界清楚的无回声区，大多数具有厚的脓肿壁，呈高回声，厚薄不均，外壁整齐，而内壁不光滑。脓肿内部回声与其液化及脓汁的均匀程度有关。当脓肿液化充分时，呈无回声，内为稀疏的细点状回声，并可见散在分布的片状高回声，有悬浮感，变动体位后明显；脓汁液化不完全时，内可见分隔状高回声，有的呈小蜂窝样改变；脓汁黏稠而分布均匀时，内部呈均匀的低回声。有时可探及脓肿区有分层现象，并出现液气平面（图 4.2.16）。

在图 4.2.16 中肝内可见一个形状不规则、边界不清晰的病灶，其内回声不均，并可见无回声区。

#### (3) 淤血肝 (congestive liver)

##### ① 临床与病理。

由于各种原因引起的心功能不全，尤其是右心功能不全后的肝静脉充血性改变，造



成的肝脏淤血性肿大。

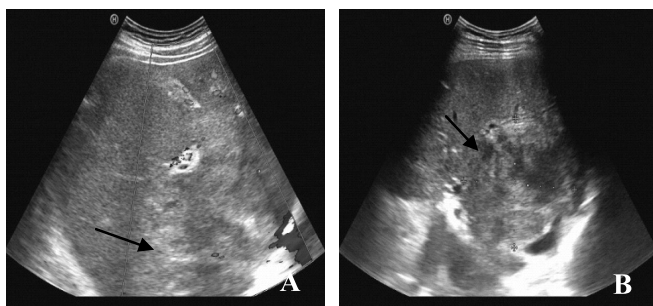


图 4.2.16 肝脏图像

## ② 超声表现。

肝脏增大，肝实质回声正常略显粗糙，三支肝静脉及下腔静脉内径均增宽，肝静脉内径常达 1 cm 以上，严重者肝静脉内径可达 1.5 cm 以上，管腔内可出现“云雾”状回声，是由于腔内血流缓慢所致（图 4.2.17）。

由图 4.2.17 可见肝脏体积弥漫性增大，肝脏回声减低，三支肝静脉及下腔静脉内径增宽。

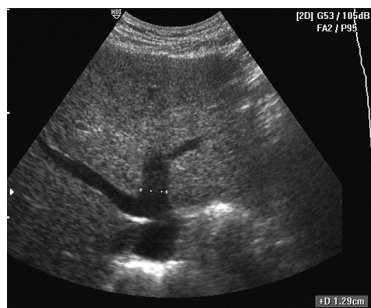


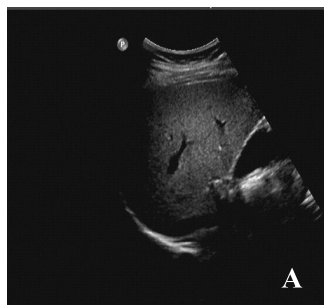
图 4.2.17 淤血肝

## （4）脂肪肝超声表现

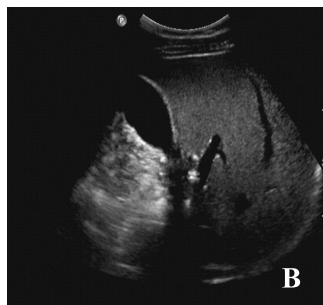
局限性脂肪肝时，脂肪浸润呈高回声团块，可单发或多发，形态欠规则，边界清晰（图 4.2.18A）。

肝脏体积轻度或中度增大，各径线测量都超过正常值，肝脏轮廓整齐平滑，边缘处有时可较圆钝。

肝实质回声增多增强，可见密集增强的细小点状回声，被称为“明亮肝”（图 4.2.18B）。肝内管道分布走向常不太明显，各级分支多不易显示。



A 局灶性脂肪肝；



B 弥漫性脂肪肝，超声图示肝脏回声细密增强，管道结构欠清晰

图 4.2.18 脂肪肝

## （5）肝血管瘤超声表现

① 大部分病变区境界清晰，回声较高而分布较均匀，少数病变区回声低于肝组织回声，仅与周围肝组织之间有回声较高而明显的线状境界。

② 病变区内部可看到细小如大头针状圆形或管状无回声区，形成筛状结构，并可见

到有些肝组织的小血管直接通入病变内部，使病变区边缘出现凹陷性缺损。

③ 病变远侧回声多无明显变化。随访时病变短期内多无明显变化。

④ CDFI 上大多数较小肝血管瘤内血流难以显示，少数病例可见病变内及病变周围有相连的细小静脉血流，血流分布可见稀少或较密，对低回声型血管瘤诊断有帮助（图 4.2.19）。

由图 4.2.19 可见，肝脏内略高回声光团，边界清楚，形态规则。

#### （6）胆囊结石超声表现

胆囊腔内出现形态稳定的强回声团。

① 后方伴有声影，在结石强回声后方出现一条无回声暗带即是声影。

② 变动体位结石回声团依重力方向移动。

③ 胆囊内充满结石时，位于胆囊窝的正常胆囊的液性透声腔消失，胆囊轮廓的前壁呈弧形或半月形中等或强回声带，其后托有较宽的声影带，使胆囊后半部和后壁轮廓完全不显示如图 4.2.20 所示。

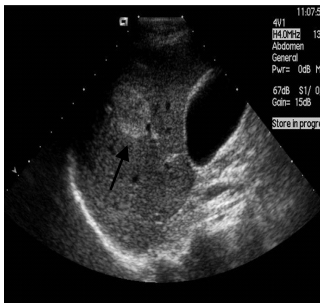


图 4.2.19 肝血管瘤

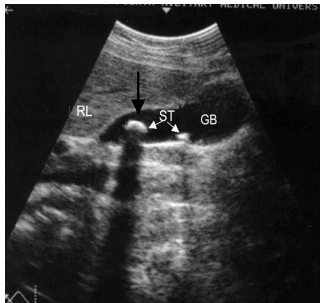


图 4.2.20 胆囊结石

由图 4.2.20 可见，胆囊内可见强回声光团，声影阳性。

#### （7）急性胆囊炎（acute cholecystitis）

① 临床与病理。

急性胆囊炎可分为单纯性胆囊炎、化脓性胆囊炎和坏疽性胆囊炎。本病是由结石梗阻、细菌感染、胰液反流等因素所致的一种化脓性炎症。

② 超声表现。

胆囊肿大，轮廓线模糊，外壁线不规则。胆囊壁增厚，呈强回声带，其内出现连续或间断的弱回声带，形成“双边征”。胆囊收缩功能差或是丧失。探头通过胆囊表面区域时有触痛。穿孔时刻显示胆囊壁局部膨出或缺失。胆囊炎时多伴有胆囊结石，如图 4.2.21 所示。

由图 4.4.21 可见，胆囊体积增大，胆囊壁毛糙，壁增厚，可见双边影。

#### （8）胆囊息肉（cholecystic polypus）

① 临床与病理。

胆囊息肉在病理上可分为肿瘤性息肉和非肿瘤性息肉，在所有类型中胆固醇息肉最常见。

② 超声表现。

胆囊息肉可单发或多发，病变呈球形、桑葚形或乳头状，可为强回声或中等回声，

位置恒定，不随体位改变而移动。病变后方不伴有声影。病变体积一般较小，一般不超过 1.5 cm，如图 4.2.22 所示。

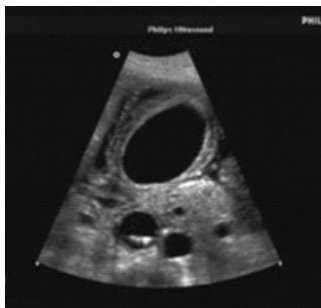


图 4.2.21 急性胆囊炎



图 4.2.22 胆囊息肉

由图 4.2.22 可见，胆囊壁可见一略高回声光团，声影阴性。

#### (9) 胆囊癌 (carcinoma of gallbladder)

超声表现为：

- ① 小结节型，早期胆囊癌表现为乳头状中等回声，向腔内突出，基底较宽，表面不平整。
- ② 厚壁型，胆囊壁不均匀增厚，可以为弥漫性或局限性。
- ③ 蕈伞型，宽基底而边缘不整齐的蕈伞肿块突入胆囊腔，呈弱回声或中等回声。
- ④ 混合型，胆囊壁不均匀增厚，早期仅轻度增厚，不易与胆囊炎所致的囊壁增厚相鉴别。
- ⑤ 实块型，胆囊肿大，正常液性腔消失，呈现出一个弱回声或回声粗而不均的实性肿块，如图 4.2.23 所示。

图 4.2.23 胆囊内可见一略高回声光团，形态不规则，边界不清晰。

#### (10) 胰腺炎超声表现

##### ① 急性胰腺炎。

胰腺弥漫性肿大，以前后径为主，水肿型胰腺炎多数边缘光滑清楚，而出血性胰腺炎常边缘模糊，欠规则。胰腺形态肿胀饱满，重者呈球形或椭圆形。水肿型胰腺炎胰腺实质呈典型的低回声，部分严重者可呈无回声区，部分也有呈高回声改变者。出血性胰腺炎多数因出血坏死而实质呈分布不均、增粗的高回声。主胰管一般无扩张，胰腺周边可见无回声区为重要的间接征象，主要原因为炎性或血性渗出所致。可合并胸、腹水，量较少。

##### ② 慢性胰腺炎

早期体积一般无变化，后期可萎缩。边缘不整，界欠清晰。实质回声增强，呈分布不均的粗大点状或线样强回声。合并钙化时可见局限性强回声斑，后方伴声影。主胰管不规则扩张，呈囊状或串珠样改变。可合并胰管内结石，为主要诊断参考依据，声像图表现为强回声光斑，呈圆形或椭圆形，后方伴声影。可合并胰腺假性囊肿，图像表现为胰腺周围呈现无回声区，如图 4.2.24 所示。

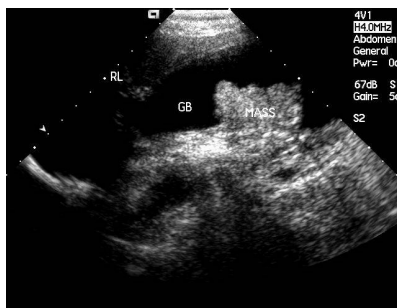


图 4.2.23 胆囊癌

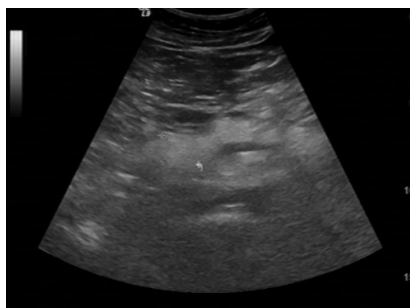


图 4.2.24 胰腺炎

由图 4.2.24 可见，胰腺回声增强，内部回声不均，可见强回声光斑。

#### (11) 胰腺癌超声表现

##### ① 直接征象。

胰腺内可见不规则团块状低回声，肿块形态不规则，界欠清，呈蟹足样周边浸润改变，肿块所在部位的胰腺体积局限性肿大，后方回声衰减，多普勒超声显示肿块内部血运不丰富，可见点状或线样血流信号，频谱为动脉或静脉型；若为弥漫性胰腺癌，则表现为胰腺弥漫性肿大，失去正常形态，内可见不规则、欠均匀的粗大点状强回声。

##### ② 间接征象。

主胰管扩张：因胰头癌压迫主胰管造成主胰管扩张；胆道扩张，因胰头癌压迫造成梗阻以上部位的肝内外胆管扩张和胆囊体积增大；

胰腺周围血管和脏器受压移位，如下腔静脉、肠系膜上动脉和脾静脉受压或胃、左肾及脾脏受压移位等。

转移征象：肝脏及胰腺周围淋巴结转移，如腹主动脉、下腔静脉及肝门、脾门周围淋巴结，图像表现为圆形或椭圆形低回声，如图 4.2.25 所示。

由图 4.5.25 可见，胰头区可见一低回声光团，与胰腺分界不清，形态尚规则，脐周下腔静脉及肠系膜上动脉受压。

#### (12) 肾囊肿超声表现

囊肿呈圆形或椭圆形，位于肾的实质部，往往向肾的表面隆起、突出。囊壁薄、光滑。囊肿内部呈无回声。囊肿后方回声明显增强，囊肿部分内收。有时囊肿两侧壁的后方会出现细狭声影，此即边界效应（图 4.2.26）。

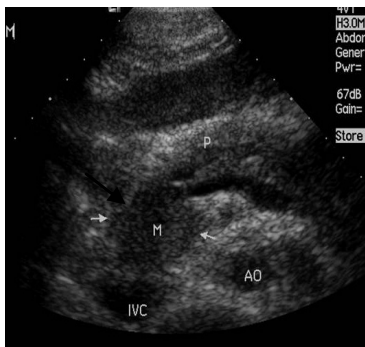


图 4.2.25 胰腺癌

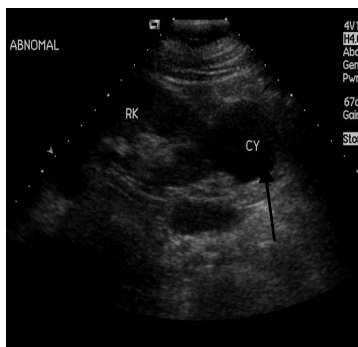


图 4.2.26 肾囊肿

由图 4.2.26 可见，右肾下极可见无回声区，边界清楚，形态规则，向肾外突出。

### (13) 多囊肾 (polycystic kidney)

#### ① 临床与病理。

多囊肾是一种先天性发育性疾病，分为成人型和婴儿型两种。成人型多囊肾属常染色体显性遗传病。婴儿型为常染色体隐性遗传病。

#### ② 超声表现

肾脏增大，肾内可见多发大小不等的囊肿，肾实质回声增强，如图 4.2.27 所示。

由图 4.2.27 可见，肾脏体积增大，失去正常肾实质结构，皮髓质界限不清，内部可见大小不等的无回声区。

### (14) 肾积水 (hydronephrosis)

#### ① 临床与病理。

尿路梗阻后发生的肾盂肾盏内尿液潴留、肾脏扩大及肾实质萎缩叫肾积水。肾积水本身，除积水巨大时在腹部出现肿块外，并无典型的症状。

#### ② 超声表现。

肾窦回声分离，肾形增大，肾实质萎缩菲薄，输尿管积水如图 4.2.28 所示。

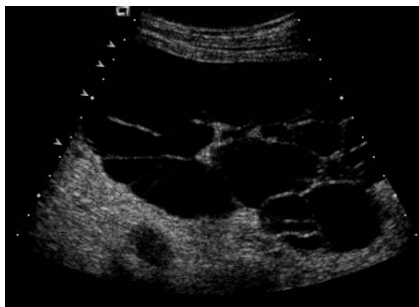


图 4.2.27 多囊肾

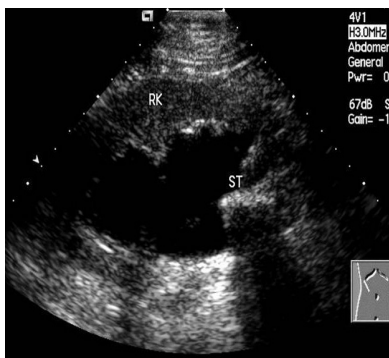


图 4.2.28 肾积水

由图 4.2.28 可见，右肾集合系统分离，肾下盏可见强回声光团，声影阳性，输尿管上段扩张。

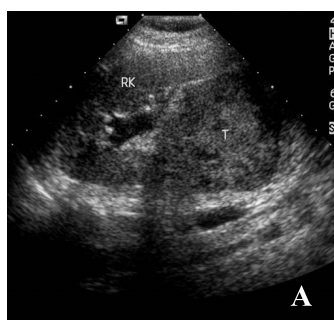
### (15) 肾癌超声表现

肾内出现圆形或椭圆形的占位性病变，有球体感，病灶部位的肾结构不清，内部回声有较多变化。肾癌内部回声最常见的是低回声，所谓低回声是与肾窦相比，实际上高于肾实质回声如图 4.2.29 所示。CDFI 上可表现为：抱球型；星点型；丰富血流型；少血流型四种类型。

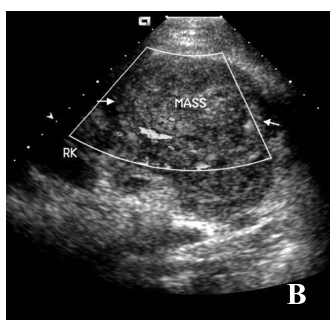
### (16) 肾结石超声表现

肾结石超声主要表现为强回声光团和其后方的伴随声影，如图 4.2.30 所示。

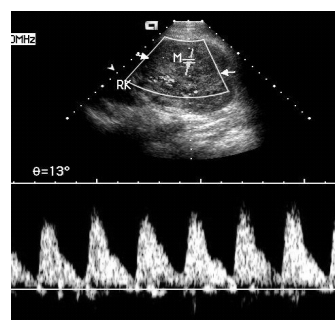
由图 4.2.30 可见，肾上极集合系统内可见强回声光团，后方可见声影。



A 右肾下极可见一低回声光团，  
内部回声不均，界清



B 血运丰富



C 示频谱呈动脉型

图 4.2.29 肾癌



图 4.2.30 肾结石

## 第5章 核素显像诊断

### 5.1 核素显像原理

核医学（nuclear medicine）研究核技术理论及其在医学中的应用，是使用放射性核素诊断、治疗疾病和进行医学研究的医学学科。我国核医学界将核医学分为实验核医学和临床核医学两部分。临床核医学又逐步形成了各系统核医学，如心血管核医学、肿瘤核医学等。

核医学显像是显示放射学核素标记的放射性药物在体内的分布图。放射性药物根据自己的代谢特点和生物学特性，能特异地分布于体内特定的器官或病变组织，并参与体内的代谢，标记在放射性药物分子上的放射性核素由于放出射线能在体外被检测。

核医学器官功能测定利用放射性药物在体内能被某一器官特异摄取、在某一特定的器官组织中被代谢或通过某一器官排出等特性。在体外测定这些放射性药物在相应的器官中摄取的速度、存留的时间、排出的速度等，就可以反映器官功能状态。

#### 5.1.1 放射性核素显像基础

##### 1. 核物理基础

###### 1) 原子组成

原子是物质结构的基本组成单位，主要由位于原子中心的原子核及核外带负电荷的高速旋转电子组成，其中原子核由带正电荷的质子和不带电荷的中子组成。按照国际统一规定，一般用  $X$  代表元素，用  $A$  代表原子质量数，用  $Z$  代表原子核质子数，用  $N$  代表中子数， $A=Z+N$ ，这一元素可写成  ${}_Z^AX$ ，通常  $Z$  可以省略不写。

###### 2) 元素、核素、放射性核素、稳定性核素

① 元素：凡质子数相同的同一类原子称为一种元素，是组成不同物质的基本单位。它们的原子序数相同，因此具有相同的化学特性，但其原子核的中子数可以不同，因而物理特性可以有某些差异。

② 核素：质子数相同，中子数也相同，因而质量数相同，并处于同一能级状态的原子，称为一种核素，例如， ${}^1\text{H}$ 、 ${}^2\text{H}$ 、 ${}^3\text{H}$  分别为三种不同的核素，每种元素可以包括若干种核素，目前已知的核素有 2300 多种，分别属于 100 多种元素，核素可分为稳定性核素和放射性核素。

③ 放射性核素：又称为不稳定核素，它能够自发地发生核内结构或能级的变化，同时可放出某种射线而转变为另一种核素。这种自发性核内结构或能级变化的过程称核衰变，在衰变过程时释放的射线称为放射性，核衰变时可释放多种射线，主要为  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  射线等。

④ 稳定性核素：它能稳定地存在，不会自主地发生核内结构或能级的变化。在已经

发现的 2 300 余种核素中稳定核素只有 297 种。

⑤ 同位素：凡属于同一种元素的不同核素，它们在元素周期表中处于相同的位置而中子数不同，称为元素的同位素，如  $^3\text{H}$ 、 $^2\text{H}$  和  $^1\text{H}$  互为氢的同位素。

⑥ 同质异能素：核内质子数和中子数都相同但能级不同的核素互称为同质异能素。

### 3) 核衰变 (nuclear decay)

当原子核内质子和中子的数目失去一定比例时，原子核就处于不稳定状态，将自发地发生变化，放出一种或多种的射线 ( $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  射线)，这种现象称为核衰变，通常把衰变前的核称为母体，衰变后的核称为子体。放射性核素的核衰变主要包括  $\alpha$  衰变、 $\beta$  衰变与  $\gamma$  衰变。

①  $\alpha$  衰变： $\alpha$  衰变是放射性核素释放出  $\alpha$  粒子的衰变过程，并伴有能量的释放， $\alpha$  粒子具有射程短、能量高和电离能力强的特点，临床主要用于治疗。

②  $\beta$  衰变：分为  $\beta^+$  衰变、 $\beta^-$  衰变和电子俘获三种形式。

③  $\gamma$  衰变：某些放射性核素在发生  $\alpha$  衰变或  $\beta$  衰变以后，仍处于不稳定的激发态，它往往通过放出  $\gamma$  光子，然后从激发态回到基态或低能状态，这种过程称为  $\gamma$  衰变。 $\gamma$  光子是一种光子流，电离能力弱，穿透能力强，临床主要应用于治疗和诊断。

### 4) 射线与物质的相互作用

射线通过物质时，受物质原子、分子电场力的影响，与物质发生一系列的相互作用，这种相互作用的基本规律是人们进行射线探测、防护和利用射线进行诊治疾病的基础，具有十分重要的意义。

#### (1) 带电粒子与物质的相互作用

电离与激发即带电子 ( $\alpha$ 、 $\beta$  粒子等) 通过物质时与物质的原子的核外电子发生静电作用，使电子脱离原子轨道而发生的电离。如果核外电子能量不足以使其形成自由电子，只能由能量较低的轨道跃迁到能量较高的轨道，使整个原子处于能量较高的激发态，称为激发。激发的原子不稳定，退激时可释放出光子或能量。电离与激发是射线探测器测量射线的物质基础。

正电子衰变产生的正电子具有一定的动能，能在介质中运行一定的距离，当其能量耗尽时可与物质中的自由电子结合，转化为两个方向相反、能量各为 0.511MeV 的  $\gamma$  光子而自身消失，这被称为湮灭辐射。湮灭辐射是 PET 的成像基础。

#### (2) X、 $\gamma$ 射线与物质的相互作用

X、 $\gamma$  射线不带电，通过次级电子发生电离，与物质相互作用产生次级电子有三种方式：光电效应、康普顿效应和电子对生成。

## 2. 放射性核素显像原理与特点

放射性核素脏器和组织显像是根据放射性核素示踪原理，利用放射性核素或其标记化合物在体内代谢分布的特殊规律，从体外获得脏器和组织功能、结构影像的一种核医学技术，用于核素显像目的的放射性示踪剂称为显像剂 (imaging agent)。

### 1) 方法学原理

脏器和组织显像的基本原理是放射性核素的示踪作用：不同的显像剂在体内有其特殊的分布和代谢规律，能够选择性聚集在特定脏器、组织或病变部位，使其与邻近组织



之间的放射性分布形成一定程度浓度差，而显像剂中的放射性核素可发射出具有一定穿透力的 $\gamma$ 射线，利用放射性测量仪器可在体外探测、记录到这种放射性浓度差，从而在体外显示出脏器组织或病变部位的形态、位置、大小以及脏器功能变化。在短时间内自动连续成像，或者在一定时间内多次显像，可以获得特定脏器、组织的系列图像，通过计算机处理可计算出特定区域的时间、放射性曲线及相应的参数，从而对其进行定量分析，并将定位和定性诊断与定量分析有机地结合起来。

## 2) 显像类型与特点

### (1) 根据影像获取的状态分为静态显像和动态显像

**静态显像：**当显像剂在脏器内或病变处的浓度达到高峰且处于较为稳定的状态时进行的显像称为静态显像（static imaging）。静态显像是最为常用的显像方法之一，这种显像方法允许采集到足够多的放射性计数用以成像，故所得影像清晰而可靠，适合于详细观察脏器和病变的位置、形态、大小和放射性分布。

**动态显像：**在显像剂引入体内后，迅速以设定的显像速度采集脏器的多帧连续影像或系列影像，称为动态显像（dynamic imaging）。动态显像不仅可以反映脏器的动脉血流灌注和组织内早期血液分布情况，还可以通过各种参数定量分析脏器和组织的运动状况和功能情况，成为核医学显像的一个突出特点。

### (2) 局部显像（regional imaging）和全身显像（whole body imaging）

根据影像获取的部分分为局部显像和全身显像。

**局部显像：**仅限于身体某一部位或某一脏器的显像称为局部显像。

**全身显像：**利用放射性探测器沿体表做匀速移动，从头至足依序采集全身各部位的放射性，将它们合成为一幅完整的影像称为全身显像。注射一次显像剂即可完成全身显像是放射性核素显像的突出优势之一，可在全身范围内寻找病灶，并且有利于机体不同部位或对侧部位放射性分布的比较分析，常用于全身骨骼显像、全身骨髓显像、肿瘤或炎性病灶显像等。

### (3) 早期显像（early imaging）和延迟显像（delay imaging）

根据影像获取的时间分为早期显像和延迟显像。

**早期显像：**一般显像剂注入体内2小时以内所进行的显像称为早期显像，主要反映脏器动脉血流灌注、血管床分布和早期功能状况。常规显像一般采用这类显像方法。

**延迟显像：**显像剂注入体内2小时以后，或在常规显像时间之后延迟数小时至数十小时所进行的再次显像称为延迟显像。

### (4) 热区显像（hot spot imaging）和冷区显像（cold spot imaging）

根据显像剂对病变组织的亲和力分为热区显像和冷区显像。

**热区显像：**又称阳性显像，是指显像剂主要被病变组织摄取，而正常组织一般不摄取或摄取很少。病灶组织的放射性比正常组织高，静态影像呈“热区”改变的显像，如亲肿瘤显像，心肌梗死灶显像等，其敏感性高于阴性显像。

**冷区显像：**又称阴性显像，指显像剂主要被有功能的正常组织摄取，而病变组织基本上不摄取，静态影像表现为正常组织器官的形态，病变部位则呈放射性分布稀疏或缺损改变。临床上的常规显像如心肌灌注显像、甲状腺显像等均属此类型。

### (5) 静息显像（rest imaging）和介入显像（interventional imaging）

根据显像时机体的状态分为静息显像和负荷显像。

静息显像：是指显像剂引入人体时，受检者处于安静状态下，没有受到生理性刺激或药物的干扰，此时所进行的显像称为静息显像。

负荷显像：是指受检者在生理性刺激或药物干预下所进行的显像又称为介入显像（*interventional imaging*）。借助药物或生理刺激等方法增加某个脏器的功能或负荷，通过观察脏器或组织对刺激的反应能力，可以判断脏器或组织的血流灌注储备功能，并增加正常组织与病变组织之间放射性分布的差别，从而提高显像诊断的灵敏度，如心脏运动负荷试验。

## 5.2 SPECT

### 5.2.1 SPECT 结构与原理

#### 1) SPECT 结构

SPECT 主要由探头、机架、计算机、光学照相机、检查床系统和图像重建软件等组成。探头系统为一旋转型  $\gamma$  照相机。它围绕躯体旋转  $360^\circ$  或  $180^\circ$  采集，从多角度、多方位采集一系列平面投影像。目前探头系统已发展到双探头和三探头，且增加了新的功能，其中双探头或三探头可变角  $\gamma$  相机可在  $90^\circ$ 、 $180^\circ$  以及任意角度进行采集，大大缩短显像时间，同时提高显像的灵敏度和空间分辨率，而且拓宽了使用范围。

#### 2) 工作原理

利用引入人体内的放射性核素发出的  $\gamma$  射线经碘化钠晶体产生闪光，闪烁光子再与光电倍增管的光阴极发生相互作用，产生光电效应。光电效应产生的光电子经光电倍增管的打拿极倍增放大后在光阳极形成点脉冲，再经过放大器放大成形，最后经过位置计算电路形成  $X$ 、 $Y$  位置信号。各个光电倍增管输出信号之和为能量信号  $Z$ 。 $X$ 、 $Y$  信号经处理后加入显示器偏转极， $Z$  信号加入启辉极，从而在荧光屏上形成闪烁影像。利用滤波反投影方法，借助计算机处理系统可以从一系列投影影像重建横向断层影像，由横向断层影像的三维信息再经影像重建组合获得矢状、冠状断层或任意斜位方向的断层影像。

SPECT 的图像是反映放射性药物在体内的断层分布图。放射性药物能够选择性聚焦在特定脏器、组织或病变部位，使其与邻近组织之间的放射性分布形成一定程度浓度差，而放射性药物中的放射性核素可发射出具有一定穿透力的  $\gamma$  射线，SPECT 在体外探测、记录到这种放射性浓度差，从而显示出脏器、组织或病变部位的形态、位置、大小以及脏器功能变化。

SPECT 与 CT 都是用计算机断层技术构成的图像，但二者所探测到的射线来源不同，SPECT 接受的是  $\gamma$  光子（单光子）是由体内发射出来，为发射型 CT（*emission computed tomography*, ECT），反映的是器官结构的功能代谢状况；而 X 线 CT 是由 X 线从体外穿透人体而成像，为穿透型 CT（*transmission computed tomography*, TCT），主要反映器官的解剖形态。近年来将核医学功能代谢影像与主要反映形态解剖的 CT、MR 图像进行配准，即“图像融合”成为医学影像学发展的又一亮点，已有 SPECT/CT、PET/CT 以及 PET/MR 相继问世，并广泛应用于临床，为病变的定性和定位诊断提供了一种有用的检查手段。

SPECT 是临床核医学中应用最广泛的显像仪器，是我国三级甲等医院核医学科必须配备的设备。目前已广泛应用于全身各个系统的放射性核素显像。

## 5.2.2 临床应用

### 1. 骨骼系统

放射性核素骨显像 (bone imaging) 是核医学显像中应用频率最高的检查方法。放射性核素骨显像最主要的优点是在骨疾病的探查中有很高的敏感性，能在 X 线检查和临床症状出现异常前更早地显示病变的存在。以放射性核素骨显像对恶性肿瘤骨转移的检测为例，通常能比 X 线和 CT 对骨转移肿瘤的检测早 3~6 个月发现异常，有的甚至提早一年发现恶性肿瘤的骨转移病灶。

骨骼由有机物和无机物组成：有机物包含骨细胞、细胞间质和胶原，占骨骼组成的 1/3。无机物由占骨骼组织干重 2/3 的矿物质组成，其中主要成分为羟基磷灰石晶体，其表面积相当大，全身骨骼如同一个巨大的离子交换柱，通过离子交换和化学吸附两种方式从体液中获得磷酸盐和其他元素来完成骨的代谢更新。利用骨的这一特性，将放射性核素（如  $^{99m}\text{Tc}$ ）标记于磷（膦）酸盐上，形成  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP 或  $^{99m}\text{Tc}$  PYP，经静脉注射后，与骨的主要无机盐成分羟基磷灰石晶体发生离子交换、化学吸附以及与骨组织中有机成分相结合而使带有放射性核素的化合物（如  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP）沉积于入骨组织内，利用 SPECT 获得放射性核素显像剂在骨骼内的分布情况而形成骨骼的影像。

骨骼各部位摄取显像剂的多少主要与骨的局部血流灌注量、无机盐代谢更新速度、成骨细胞活跃的程度有关。当骨的局部血流灌注量和无机盐代谢更新速度增加、成骨细胞活跃和新骨形成时，可较正常骨骼聚集更多的显像剂，在图像上就呈现异常的显像剂浓聚区（称为“热区”）。当骨的局部血流灌注量和无机盐代谢更新速度减少，破骨细胞活性增强发生溶骨时，骨显像剂在病变区聚集减少，呈现显像剂分布稀疏或缺损（称为“冷区”）。显像剂在骨骼的聚集可反映骨骼的血流量、代谢更新、成骨和破骨的状态，从而可对病变进行定位、定量及定性的诊断（图 5.2.1）。

图 5.2.1 显示颅骨、肋骨、脊柱、骨盆及股骨多发异常核素浓聚。

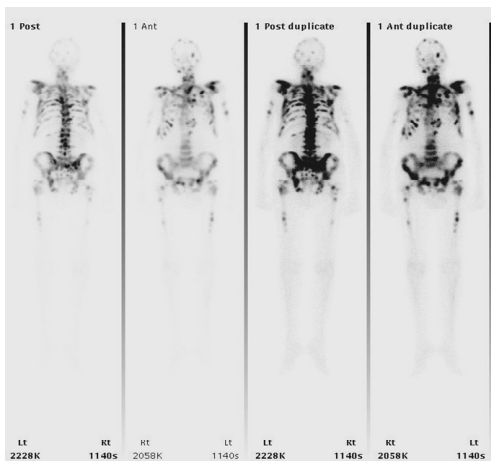


图 5.2.1 多发骨转移瘤

### 2. 内分泌系统

#### 1) 临床与病理

内分泌系统 (endocrine system) 是由内分泌腺（垂体、甲状腺、甲状旁腺、肾上腺、胰岛、性腺等）和分布于体内组织、器官中的内分泌细胞组成的一个重要的生命信息传递系统。当其发生器质性或功能性病变时，可引起多种临床疾患。甲状腺疾病是临床上

常见的内分泌疾病，甲状腺是人体较大的内分泌器官，其主要功能是合成、储存和分泌甲状腺激素。甲状腺滤泡是甲状腺结构和功能的基本单位。滤泡上皮细胞合成和分泌甲状腺激素，并以甲状腺球蛋白的形式储存于滤泡腔内。

2)  $^{131}\text{I}$  摄取试验

碘是合成甲状腺激素的主要原料，其被甲状腺摄取的速度和数量以及在甲状腺内停留的时间，与甲状腺功能状态密切相关。口服放射性  $^{131}\text{I}$  后，利用  $^{131}\text{I}$  能发射  $\gamma$  光子的特点，用甲状腺功能测量仪在颈前甲状腺部位进行测量，可获得不同时间点的甲状腺摄  $^{131}\text{I}$  率，由此判断甲状腺的功能状态。目前主要用于甲亢  $^{131}\text{I}$  治疗患者计算服用  $^{131}\text{I}$  的剂量。

所谓的甲状腺功能测量仪实际上是一台单探头  $\gamma$  射线计数测量装置。仪器的探头是带有张角型准直器的  $\gamma$  闪烁探头，其后配有的光电倍增管将探头输出的光信号变为电信号，电信号经过前置放大后直接送入自动定标器进行记录。

3) 甲状腺显像

(1) 甲状腺静态显像

① 原理：甲状腺能特异地摄取和浓聚碘离子用以合成和储存甲状腺激素，因此碘在甲状腺内的分布状态可以反映其形态和功能。口服放射性碘后，通过观察甲状腺部位放射性分布，可判别甲状腺病变，即甲状腺静态显像 (thyroid static imaging)。锝 ( $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) 和碘是同族元素，也可被甲状腺摄取和浓聚，但不能有机化，不参与甲状腺激素的合成，所以，锝可用于有功能甲状腺组织显影。由于其半衰期较短，目前已成为主要的甲状腺显像剂。

② 适应证：异位甲状腺的诊断，胸骨后甲状腺肿的鉴别诊断；了解甲状腺的位置、大小、形态及功能状态；估算甲状腺重量；甲状腺炎的辅助诊断；判断颈部肿块与甲状腺的关系；寻找甲状腺癌转移灶，评价  $^{131}\text{I}$  治疗效果；甲状腺术后残余组织及其功能的估计；甲状腺结节功能的判断和良、恶性鉴别诊断 (图 5.2.2)。

③ 影像特点：根据甲状腺结节部位的放射性高低，分为四类结节，即热结节、温结节、凉结节和冷结节，各有不同的特点及临床意义 (表 5.2.1 及图 5.2.3)。

表 5.2.1 四类甲状腺结节的影像特点及临床意义

结节类型	与邻近正常甲状腺组织比较	临床意义
热结节	放射性增高	功能自主性甲状腺腺瘤、先天一叶缺如的功能代偿
温结节	放射性相似	功能正常的甲状腺腺瘤、结节性甲状腺肿、甲状腺炎
凉结节	放射性减低	临床意义同冷结节
冷结节	放射性缺损	甲状腺肿、甲状腺瘤囊性变、大多数甲状腺癌、慢性淋巴细胞性甲状腺炎等，甲状腺结节内出血或钙化

(2) 甲状腺血流灌注显像

① 原理：甲状腺血流灌注显像 (thyroid blood flow perfusion imaging) 经肘部静脉“弹丸”式注射放射性核素  $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ ，同时启动 SPECT 进行甲状腺动态显像，观察显像剂随动脉血到达甲状腺或其病灶的时间，以及充盈状态，判断其血流灌注，结合甲状腺静态显像结果，可为甲状腺弥漫性或局限性疾病的诊断提供依据。

② 显像剂：一般用  $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$  与甲状腺静态显像一次完成。

③ 适应证：观察甲亢和甲减时的甲状腺血流灌注；了解甲状腺结节血运情况，帮助判断甲状腺结节性质等。

④ 临床意义：甲亢的辅助诊断（由于甲亢患者甲状腺内血管增生、充血，血流灌注显像表现为甲状腺提前清晰显影，颈动脉—甲状腺通过时间缩短为0~2.5秒，静态影像上呈典型的甲亢改变，显像剂浓度明显高于颈动脉，提示甲状腺整体血流灌注量异常增加，功能增强）；甲减的辅助诊断（由于甲状腺血供较差，颈动脉—甲状腺通过时间延长，大于7.5秒，颈动脉显影后，甲状腺显影不清晰。提示甲状腺血流灌注普遍减少，功能降低）；“冷（凉）结节”的良恶性鉴别诊断（甲状腺静态显像为“冷（凉）结节”，若动态显像提示结节处血流灌注增加，则恶性可能性增大）；甲状腺炎的辅助诊断（在甲状腺炎的病程初期，动态显像显示为腺体血流灌注增加）（图5.2.4）。

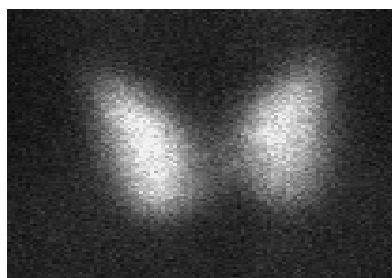
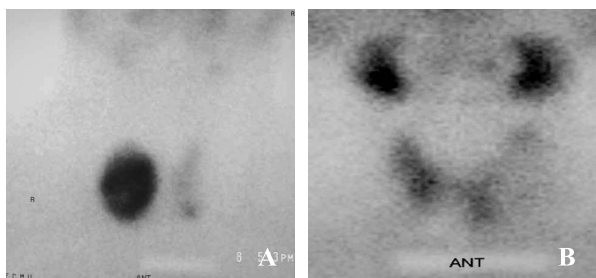
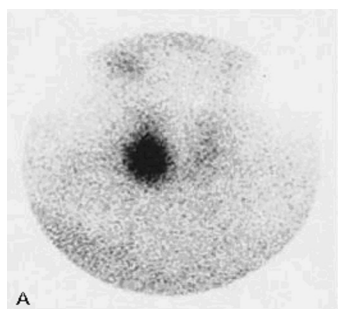


图 5.2.2  $^{99m}\text{TcO}_4$ -正常甲状腺静态显像

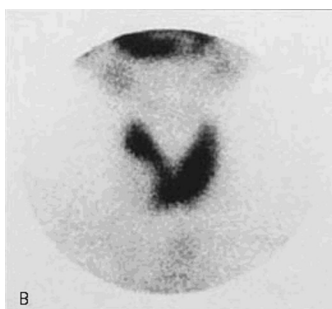


A 热结节（功能性甲状腺腺瘤） B 冷结节（甲状腺癌）

图 5.2.3 甲状腺结节



A 甲状腺血流显像显示为热结节



B 甲状腺静态显像为冷结节

图 5.2.4 甲状腺癌

### 3. 泌尿系统

肾动态显像（renal dynamic imaging）包括反映肾血流灌注显像及反映肾功能的肾动态显像，前者又称放射性核素肾血管造影。从静脉以“弹丸”方式注入能被肾实质摄取、浓聚而又迅速经尿液排泄的放射性显像剂，应用 SPECT 或  $\gamma$  相机连续采集系列影像，观察显像剂通过腹主动脉、肾动脉、肾实质和尿路的系列动态过程。经计算机影像处理后，可获得肾血流灌注影像、动态功能图像以及双肾时间—放射性曲线即肾图，据此可以计算出衡量肾功能的重要定量指标 GFR 和 ERPF。在判断肾功能方面具有敏感性高、准确性好的优点，可为临床提供有关双肾血供、实质功能和尿路通畅性等方面的信息，是临床核医学的重要组成部分。

### 5.2.3 影像分析

#### 1) 正常图像

静脉注射显像剂后 1 分钟内系列影像为血流灌注图像。注射后 9~15 秒腹主动脉开始显示, 腹主动脉显影后约 2 秒, 双肾开始显影, 4~6 秒后肾影轮廓清晰, 腹主动脉影开始消退。之后肾影进一步增强增大, 表明显像剂经过动脉相及毛细血管相已进入静脉相。

#### 2) 肾图

显像剂注入 2~4 分钟时, 肾实质内放射性活度逐渐增高并达到高峰, 此时肾影清晰完整, 它反映了肾实质摄取浓聚功能影像。之后双肾影继续存在, 随着显像剂逐渐进入肾盏、肾盂, 肾影从周边开始逐渐淡化。至 20~30 分钟时, 两肾放射性基本消退, 而膀胱影逐渐增强, 肾功能相获得的系列图像, 可以经计算机处理后生成显像剂通过肾脏时摄取和清除的时间放射性曲线即肾图曲线, 用以评价肾的血供、实质功能和上尿路通畅性。

正常肾图曲线由 a、b、c 三段组成, 各段反映肾脏的不同生理功能, 正常左、右两侧肾图曲线和高度基本一致。

① a 段 静脉注射显像剂后 10 秒左右, 肾图呈急速上升的一段曲线, 时间约为 30 秒, 此段的放射性计数 60%来自肾外血管床, 10%来自肾血管床, 30%来自肾小管上皮细胞的摄取, 其高度在一定程度上反映肾动脉的血流灌注量, 又称为血管段。

② b 段 是继 a 段之后逐渐斜行上升的曲线, 通常 2~4 分钟达到高峰, 此段曲线的上升斜率和高度反映肾小管上皮细胞从血液中摄取显像剂的速度和数量, 主要与肾有效血浆流量和肾小管分泌功能有关。

③ c 段 继 b 段之后的下降段曲线, 曲线初始部分下降较快, 其斜率与 b 段上升斜率相近, 反映肾脏排出显像剂的速度和数量, 主要与尿路通畅程度和尿流量有关。因尿流量的多少受肾有效血浆流量、肾小管功能及肾小球滤过率的影响, 因此在尿路通畅情况下, c 段能反映肾血流量和肾功能 (图 5.2.5 和图 5.2.6)。

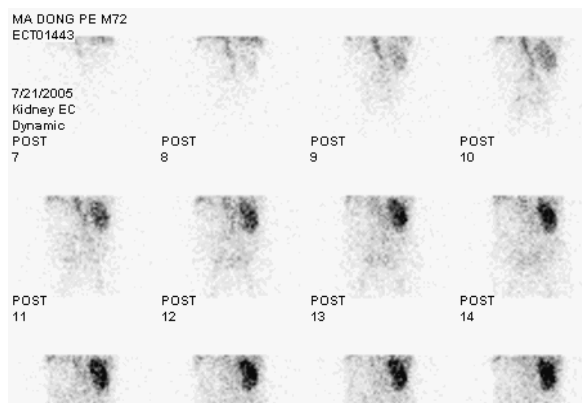


图 5.2.5 肾血流灌注图像

图 5.2.5 显示的是右肾血流灌注正常, 左肾未见明显血流灌注, 而图 5.2.6 显示的是右肾图曲线正常, 左肾图曲线呈水平线, 提示左肾无功能。

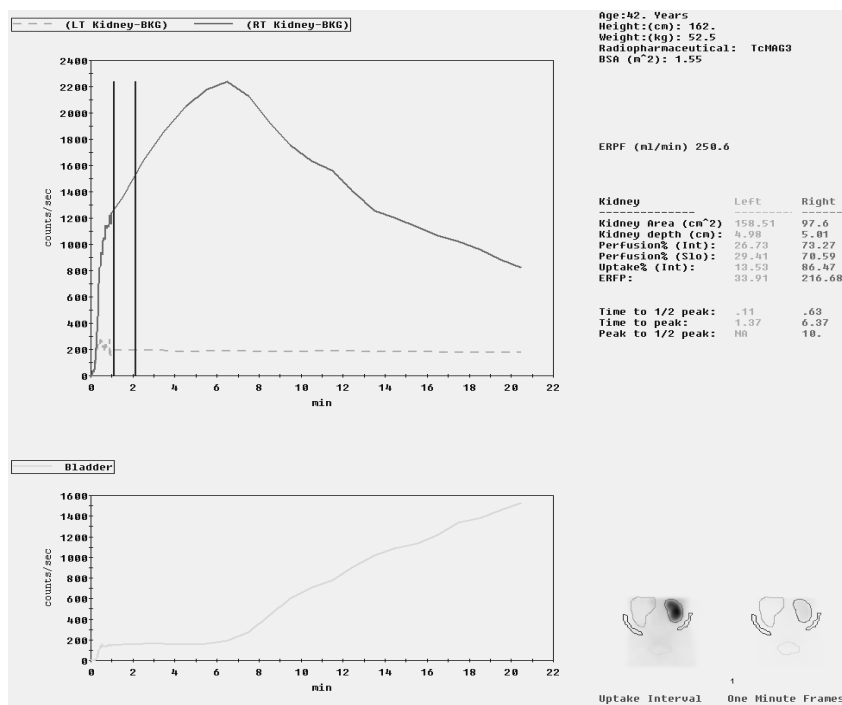


图 5.2.6 肾图

## 5.3 PET

### 5.3.1 PET 成像原理

PET 是利用  $^{11}\text{C}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{15}\text{O}$ 、 $^{18}\text{F}$  等正电子核素标记或合成相应的显像剂，引入机体后定位于靶器官，这些核素衰变过程中发射正电子，这种正电子在组织中运行很短距离后，即与周围物质中的电子相互作用，发生湮灭辐射，发射出方向相反、能量相等(511keV)的两个  $\gamma$  光子。PET 显像是采用一系列成对的互成  $180^\circ$  排列并与符合线路相连的探测器来探测湮灭辐射光子，从而获得机体正电子核素的断层分布图，显示病变的位置、形态、大小、代谢和功能，对疾病进行诊断。

PET 显像是利用人体正常结构组织含有的必需元素，即  $^{11}\text{C}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{15}\text{O}$ 、 $^{18}\text{F}$  等正电子发射体标记的葡萄糖、氨基酸、胆碱、胸腺嘧啶、受体的配体及血流显像剂等药物为显像剂，以解剖图像方式从分子水平显示机体及病灶组织细胞的代谢、功能、血流、细胞增殖和受体分布状况等，为临床提供更多的生理和病理方面的诊断信息，因此，称为分子显像或生物化学显像，与核磁共振设备一同被誉为“二十一世纪打开分子影像学的两把钥匙”。

PET 的基本结构由数据采集系统（探头）、数据处理系统、图像显示及同步检查床四部分组成。目前临床型的探头（C-PET）一般选用 LSO 晶体，多个晶体围成环状，可分为单层环及多层环两类。多层的 PET 由多晶体多环结构组成，一次数据采集可得多个断层，灵敏度高，横向和纵向视野大，一个全脑断层只需要一次数据采集就足够了。

2000 年左右出现的将 CT 和 PET 有机地融合在一起的显像仪器即 PET/CT, 颠覆了传统影像思维模式, 实现了不同影像设备间的图像融合。其原理是在一个机架的前部安装 CT 成像装置, 后部安装 PET 成像装置。病人检查时, 检查床首先进入 CT 视野进行 CT 扫描, 获得 CT 图像后检查床移动到 PET 视野, 进行 PET 显像。用 CT 图像对 PET 采集数据进行散射和衰减校正后, 重建出 PET 断层图像, 再将 CT 图像与 PET 图像融合在一起, 这种精确融合的图像解决了 PET 显像解剖位置定位不清和 CT 检查缺乏代谢信息的矛盾, 两种方法取长补短, 密切结合, 其意义远远大于单独进行的 PET 和 CT 检查。

2010 年, 西门子公司正式推出全球首款 MR-PET (磁共振-正电子发射型计算机断层显像仪) 成像系统, 将分子影像学的两个重要设备融为一体, 可获得人体有关结构、功能和代谢等全方位信息, 对于改进疾病的诊断和治疗具有重要价值, 相信其将为分子影像学的发展揭开崭新的一页。

### 5.3.2 PET 常用显像剂

PET 显像所用的放射性药物是一类采用正电子核素标记的显像剂, 其中正电子核素  $^{11}\text{C}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{15}\text{O}$ 、 $^{18}\text{F}$  等多为机体组成的基本元素, 这些核素标记的药物不改变标记物本身的生物学性质, 使其更具有生理性。同时 PET 通过符合探测方法测量湮灭辐射产生的电子对, 灵敏度高、空间分辨率好, 可以定位、定量、准确测定局部放射性药物浓度, 揭示活体组织的代谢、血流等功能状况。

#### 1) $^{18}\text{F}$ -FDG

$^{18}\text{F}$ -FDG (2-氟-18-氟-2-脱氧-D-葡萄糖) 是葡萄糖的类似物, 是临床最常用的显像剂, 静脉注射后在葡萄糖转运蛋白的帮助下通过细胞膜进入细胞内, 但不能进一步参与代谢, 滞留细胞内达几小时。在葡萄糖代谢平衡状态下, 其滞留量大体上与组织葡萄糖消耗量一致, 因此,  $^{18}\text{F}$ -FDG 能反映体内葡萄糖的利用状况。

绝大多数恶性肿瘤细胞具有高代谢特点, 因此, 肿瘤细胞内可见积聚大量  $^{18}\text{F}$ -FDG, 经 PET 显像可显示肿瘤的部位、形态、大小、数量及肿瘤内的放射性分布, 同时肿瘤细胞的原发灶和转移灶具有相似的代谢特性, 一次注射就可以方便地进行全身显像, 对于了解肿瘤的全身累及范围具有独特价值。同时,  $^{18}\text{F}$ -FDG 常被用于癫痫灶定位、老年性痴呆、抑郁症诊断和研究, 也可用于研究大脑局部生理功能与糖代谢关系。因此,  $^{18}\text{F}$ -FDG 也被誉为“世纪分子”。

#### 2) 氨基酸

临床应用比较广泛的氨基酸显像剂是  $^{11}\text{C}$ -MET ( $^{11}\text{C}$ -蛋氨酸), 主要反应氨基酸的转运、吸收利用及恶性肿瘤细胞的代谢活性等, 临床多用于恶性肿瘤的鉴别诊断及放化疗疗效监测, 特别对颅内肿瘤意义更大, 氨基酸显像有助于肿瘤组织与炎症或其他糖代谢旺盛病灶的鉴别。常与  $^{18}\text{F}$ -FDG 联合应用可弥补  $^{18}\text{F}$ -FDG 的不足, 提高肿瘤的鉴别能力。

#### 3) 其他类显像剂

$^{11}\text{C}$ -乙酸盐可用于估测心肌活力。核苷酸类的  $^{11}\text{C}$ -胸腺嘧啶和 5- $^{18}\text{F}$ -氟尿嘧啶能参与



核酸的合成,可反映细胞分裂繁殖速度。乏氧显像剂  $^{18}\text{F}$ -MISO 可以用来预测治疗效果,评估心肌存活状态等。

### 5.3.3 肿瘤显像

PET 对恶性肿瘤的诊断是基于示踪原理,利用肿瘤组织的一些特有的生物学、生理学及生物化学代谢特点,如恶性肿瘤组织生长快、代谢旺盛、具有高度的糖酵解能力,以及蛋白质、DNA 合成明显增加等特性,采用正电子核素标记葡萄糖、氨基酸、核苷酸等为显像剂,引入机体后在病灶内聚集经 PET 显像显示肿瘤的位置、形态、大小、数量及显像剂分布,属于肿瘤阳性显像。

目前 PET 的临床应用主要包括肿瘤的定性和定位诊断;肿瘤良恶性的鉴别诊断;肿瘤临床分期、肿瘤恶性程度的判断;复发转移或残存疾病的诊断;监测治疗效果及预测生存期;在肿瘤手术治疗和放、化疗决策中的应用(图 5.3.1~图 5.3.3)。

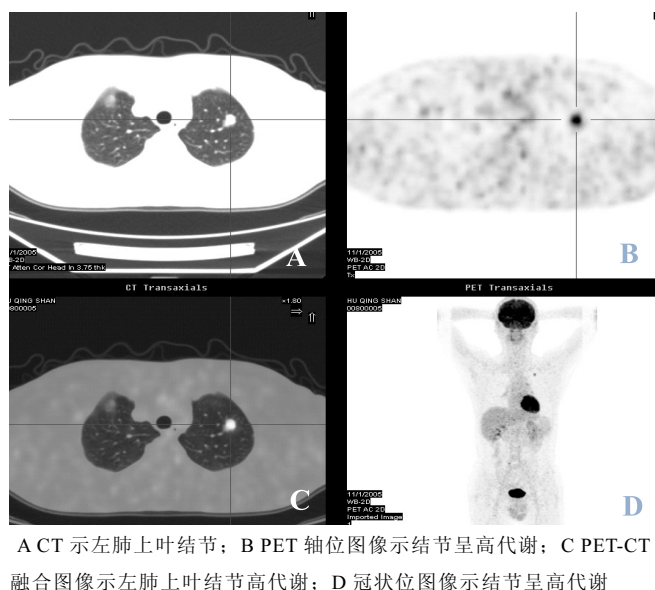


图 5.3.1 早期肺癌

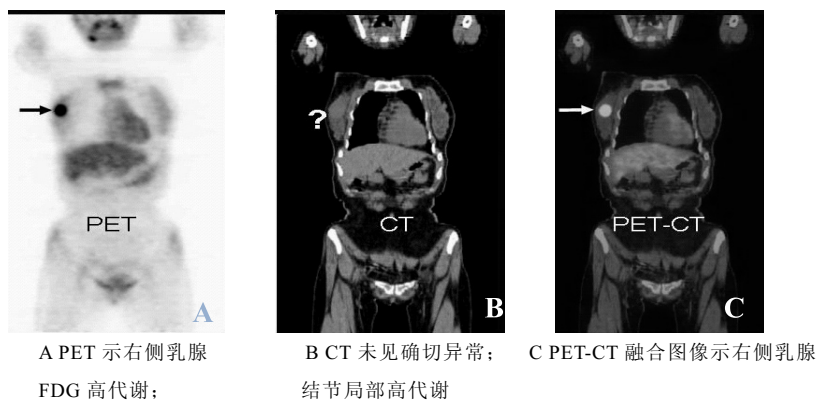
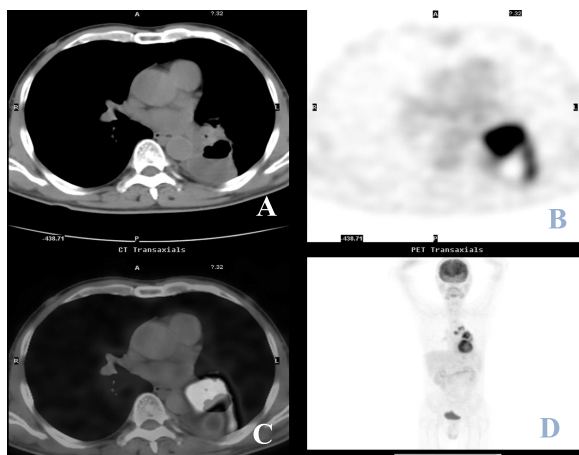


图 5.3.2 乳腺癌



A CT 示左肺门中央型肺癌伴左肺下叶阻塞性肺不张，肿瘤确切边界不清；  
B PET 轴位图像显示肿瘤病灶局部高代谢；C PET-CT 融合图像示肺癌  
组织的界限及其高代谢；D 冠状位图像显示肿瘤病灶局部高代谢

图 5.3.3 肺癌

#### 5.3.4 神经科学

PET 在神经科学和临床神经医学中的意义体现于认知功能成像，PET 由于可使用各种生理性示踪剂进行脑显像，因而在脑功能研究中具有独特优点，使用不同的示踪剂可以观察脑内各局部能量代谢、氧代谢、血流灌注、各种神经递质和受体等变化。国内外学者将 PET 应用于脑血管疾病、脑退行性疾病、癫痫、药物滥用成瘾性脑病以及脑功能定位研究中，取得了巨大成果，其中一些研究成果已经逐步应用于临床。



# 医学图像处理部分

## 第 6 章 医学图像基础

医学图像属于一类特殊的图像，在介绍像素、空间分辨率和亮度分辨率概念基础上，本章亦简单介绍医学图像的获取、存储及平面图像和三维图像存储的异同。其次，还将介绍医学图像的亮度直方图、图像插值技术、编码方法，以及图像形状和纹理等基本概念，为后续章节作铺垫。

### 6.1 图像像素、空间分辨率和亮度分辨率

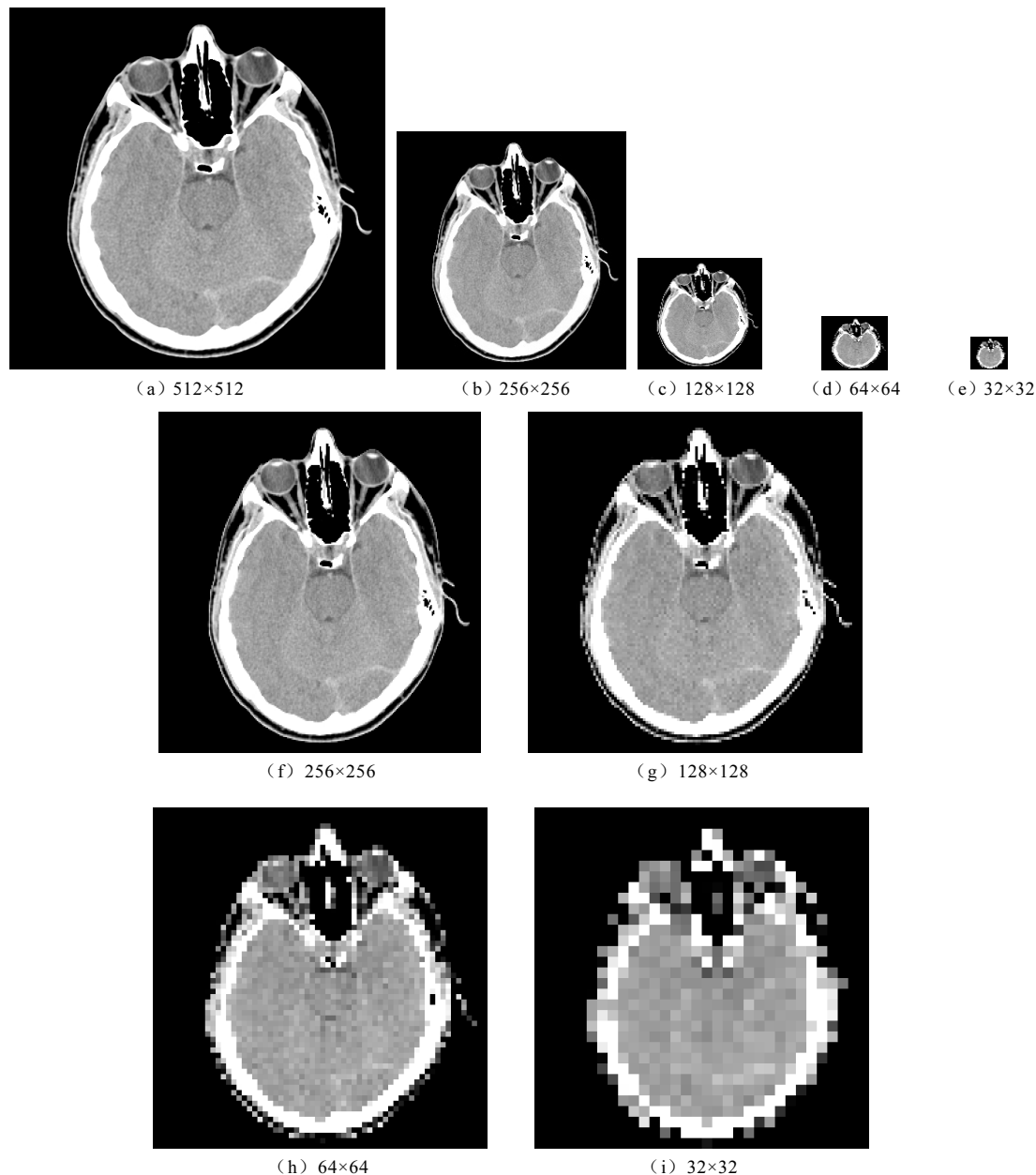
像素 (pixel) 是图像的最小信息单位，通常为整数，其取值大小称为像素值。一个像素通常被视为一幅图像最小的完整采样，计算机图像通常是一些尺寸很小的矩形小块。

空间分辨率指图像中可辨认的临界物体空间几何长度的最小极限，即对细微结构的分辨率。直观理解，空间分辨率就是通过仪器可以识别物体的临界几何尺寸。采样值是指将连续图像数字化后图像的坐标值，它是决定一幅图像空间分辨率的主要参数。此外，图像分辨率与显示分辨率也是关于图像分辨率的两个不同概念。其中，图像分辨率确定组成一幅图像的像素数目，而显示分辨率确定显示图像的区域大小。例如，假设显示屏的分辨率为  $640 \times 480$ ，那么一幅  $320 \times 240$  的图像只占显示屏的  $1/4$ ；相反， $2400 \times 3000$  的图像在这个显示屏上就不能显示一个完整的画面。另外，在显示一幅图像时，可能会出现图像的宽高比 (aspect ratio) 与显示屏上显示图像宽高比不一致。这是由于显示设备中定义的宽高比与图像的宽高比不一致造成的。例如一幅  $200 \times 200$  像素的方形图，可能在某些显示设备上显示的图像不再是方形图，而变成矩形图。

图 6.1.1 (a) 显示了一幅  $512 \times 512$  的图像，其亮度用 8 比特表示。图 6.1.1 (b) ~ 图 6.1.1 (e) 是对  $512 \times 512$  图像 2 倍采样的结果。其中， $256 \times 256$  图像是从  $512 \times 512$  图像中隔行及隔列得到的。 $128 \times 128$  图像是从  $256 \times 256$  图像中隔行及隔列产生，并依此类推。其亮度级保持在 256。由于保持单个像素的显示分辨率一致，图像大小依次减小，但图像质量并没有受影响。为了展示空间分辨率的影响，最简单的方法是复制行和列使采样后的图像依然恢复原图像大小  $512 \times 512$ ，其显示结果如图 6.1.1 (f) ~ 图 6.1.1 (i) 所示，其效果十分明显。

类似地，亮度分辨率是指在亮度量化级别中可分辨的最小变化。亮度分辨率和颜色无关，最亮的表示白色，最暗的表示黑色，中间值为灰，它体现显示器区分亮度的能力。亮度分辨率越大，可展现在屏幕上的亮度种类越多。早期显示器为 16 色设计，亮度分辨率很低，后来提升到 256 色，再后来提升到 16 位和 32 位。在亮度级别中，测量可分辨的变化是一个高度主观的过程。由于硬件方面的考虑，亮度级数通常是 2 的整数次幂，大多数情况下该值取 8 比特，即 256 级亮度。图 6.1.2 是保持采样数恒定而以 2 的整数次幂方式把亮度级从 256 减少到 2 的投影图像示例。图 6.1.2 (a) 包含 256 级亮度的人体头部 CAT 投影图像，图 6.1.2 (b) ~ 图 6.1.2 (h) 是在保持空间分辨率不变的情况下，

亮度比特数从  $k=7$  减到  $k=1$  所得的图像。256, 128 和 64 亮度级图像在视觉效果上一致。然而, 示于图 6.1.2 (d) 的 32 亮度级图像在平滑亮度区域内 (特别是在头盖骨处) 有一组几乎看不到的细小山脊状结构, 这种效果是由数字图像平滑区亮度级数量不足引起的, 它被称为伪轮廓, 之所以这样称呼是因为山脊像地图中的地形等值线。伪轮廓通常在均匀的平面上以 16 或更少亮度级显示的图像中十分明显, 如图 6.1.2 (e) ~ 图 6.1.2 (h) 所示的图像。



(a) ~ (e): 一幅 512×512, 8 比特的图像逐次减少采样至 32×32 像素, 可允许亮度级保持为 256  
(f) ~ (i): 256×256 图像, 128×128, 64×64 和 32×32 图像复原到 512×512 像素的图像

图 6.1.1 图像像素、分辨率变换

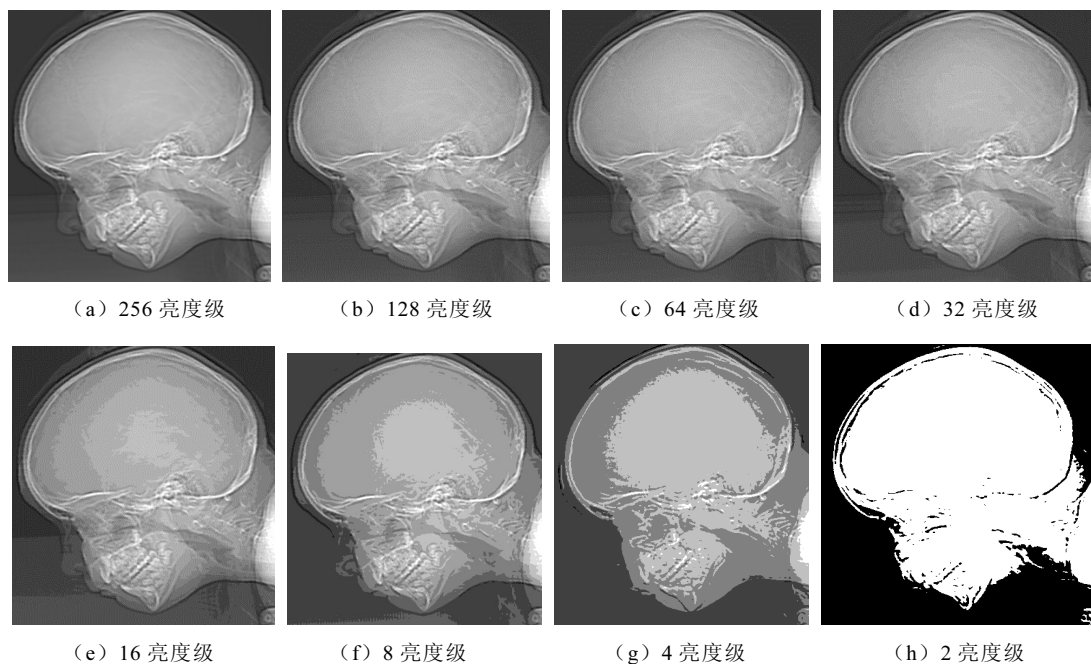


图 6.1.2 不同亮度级的人体头部 CT 投影图像

## 6.2 数字图像类型及文件存储格式

### 6.2.1 数字图像类型

图像数据在联机存储器和数据库存储器中一般以图像文件的形式存储。静态图像可分为矢量图和位图，位图也称为栅格图像。

矢量图采用一系列绘图指令来表示一幅图。这种方法的本质是用数学（更准确地说几何学）公式描述一幅图像。图像中每个形状都是一个完整的公式，称为一个对象。对象是一个封闭的整体，所以定义图像上对象的变化和对象与其他对象的关系对计算机来说是简单的，所有这些变化都不会影响到图像中其他对象。公式化表示图像使得矢量图具有两个优点：①文件数据量小；②图像质量与分辨率无关，这意味着无论将图像放大或缩小多少倍，图像总是以显示设备允许的最大清晰度显示。在计算机计算与显示矢量图时，也往往能看到画图的过程。但是，矢量图有一个明显的缺点，就是不易制作色调丰富或色彩变化太多的图像，而且绘制出来的图像不是很逼真，同时也不易在不同的软件间交换文件。

位图是通过许多像素点表示一幅图像，每个像素具有颜色属性和位置属性。位图又可以分成如下四种：线画稿、亮度图像、索引颜色图像和真彩色图像。

#### 1) 线画稿

线画稿只有黑白两种颜色。用扫描仪扫描图像，当设置成 LineArt 格式时，扫描仪以一位颜色模式来处理图像。若样点颜色为黑，则扫描仪将相应的像素位元置为 0，否则置为 1。线画稿适合于由黑白两色构成而没有亮度阴影的图像。

## 2) 亮度图像

在亮度图像中, 像素亮度级用 8 比特表示。每个像素取值为介于黑色和白色之间的 256 ( $2^8=256$ ) 种亮度中的一种。亮度图像只有亮度颜色而没有彩色, 是具有从黑到白的 256 种亮度色域的单色图像。

## 3) 真彩色图像

真彩色是 RGB 颜色的另一种流行称谓。从技术角度考虑, 真彩色是指写到磁盘上的图像类型, 而 RGB 颜色是指显示器的显示模式。RGB 图像的颜色是非映射的, 它可以从系统的“颜色表”里自由获取所需的颜色, 这种图像文件里的颜色直接与 PC 机上的显示颜色相对应。在真彩色图像中, 每一个像素由红、绿和蓝三个字节组成, 每个字节为 8 比特, 表示 0~255 之间的不同的亮度值, 这三个字节组合可以产生 1670 万种不同的颜色。

## 4) 索引图像

颜色深度为每像素 24 比特的数字图像是目前所能获取、浏览和保存的颜色信息最丰富的彩色图像, 由于它所表达的颜色远远超出了人眼所能辨别的范围, 故将其称为“真彩色”。在真彩色出现之前, 由于技术上的原因, 计算机在处理时并没有达到每像素 24 位的真彩色水平, 为此人们创造了索引颜色。索引颜色通常也称为映射颜色, 在这种模式下, 颜色都是预先定义的, 并且可供选用的一组颜色也很有限, 索引颜色的图像最多只能显示 256 种颜色。一幅索引颜色图像在图像文件里定义, 当打开该文件时, 构成该图像具体颜色的索引值就被读入程序里, 然后根据索引值找到最终的颜色。

# 6.2.2 文件存储格式

数字图像有多种存储格式, 每种格式由不同的开发商支持。随着信息技术的发展和图像应用领域的不断拓宽, 还会出现新的图像格式。每种图像文件均有一个文件头, 在文件头之后才是图像数据。文件头的内容由制作该图像文件的公司决定, 一般包括文件类型、文件制作者、制作时间、版本号、文件大小等内容。各种图像文件的制作还涉及图像文件的压缩方式和存储效率等。下面介绍几种常见的图像文件格式。

## 1. BMP 图像文件格式

BMP (bitmap) 格式, 也称位图格式。这是 Microsoft 公司开发的最普遍的栅格图像格式。在这种图像文件格式中, 位图的每个数据位置对应地确定了图像中像素的空间位置, 位图数据值和相应像素的亮度值一一对应。

以位图方式表示图像的优点在于它的形式和数字图像的二维数组形式最为接近, 因而容易实现。并且, 随着 Windows 的日益普及, 这种图像文件格式已被越来越多的应用软件支持。这种方式的缺点在于存储开销相对较大。BMP 格式的图像文件也可以用游程长度编码等方式进行压缩, 经过这种方式压缩的图像文件能在解压缩时恢复原来的信息, 因此是一种无损压缩。

## 2. TIFF 图像文件格式

TIFF (tagged image file format) 标记格式 (标签图像文件格式) 是 Aldus 公司最先

开发的图像文件格式，TIFF6.0 以后的版本由 Aldus 和 Microsoft 共享版权。

TIFF 是最复杂的一种位图文件格式。它是基于标记的文件格式，并广泛地应用于对图像质量要求较高的图像存储与转换。由于其结构灵活和包容性大，已成为图像文件格式的一种标准，绝大多数图像系统都支持这种格式，并且是交换图像信息的最佳可选图像文件格式之一。

### 3. GIF 图像文件格式

GIF (graphics interchange format) 的原义是“图像互换格式”，是 CompuServe 公司在 1987 年开发的图像文件格式。GIF 文件的数据，是一种基于 LZW 算法的连续色调无损压缩格式，其压缩率一般在 50% 左右，它不属于任何应用程序。目前几乎所有相关软件都支持它，公共领域有大量的软件在使用 GIF 图像文件。GIF 图像文件的数据是经过压缩的，而且是采用了可变长度等压缩算法。GIF 格式的另一个特点是其在一个 GIF 文件中可以存多幅彩色图像，如果把存于一个文件中的多幅图像数据逐幅读出并显示到屏幕上，就可构成一种最简单的动画。

### 4. JPEG 图像格式

JPEG (joint photography expert group, 联合图像专家组) 格式是由国际标准化组织和国际电报电话咨询委员会两大标准化组织共同推出的，是目前最流行的高效率静态图像压缩标准之一。JPEG 在保存图像文件时能将人眼无法分辨的图像信息删除，以节省存储空间和传输流量，但这些被删除的图像信息无法在解压缩时还原，因此是一种有损压缩。JPEG 格式可以灵活设置图像压缩比率，一般来说，当其压缩比在十倍之内时，图像基本不出现可觉察的失真，随着压缩比的增大，信息的损失就较为严重。在医学图像处理中，因出于对安全性、合法性及成本等因素的考虑，对于图像的压缩（特别是有损压缩）往往需要十分谨慎。

### 5. DICOM 图像格式

#### 1) DICOM 标准

医学数字成像与通信 (digital imaging and communications in medicine, DICOM) 标准的制定和发展与图像存档与通信系统 (picture archiving and communication systems, PACS) 的发展有密切的关系。PACS 在 20 世纪 80 年代初有较大发展，但由于各成像设备厂家所用数据格式不统一，因而影响它们之间的信息交换、互连与通信，并阻碍本身的发展。这些问题促使美国放射协会 (American college of radiology, ACR) 和美国国家电气制造商协会 (national electrical manufactures association, NEMA)，在 1983 年成立了联合委员会，制定“数字成像与通信”标准。这个标准不仅确立了医学图像以及相关的管理信息在存储和传输时应遵循的格式，也规范了被传输图像最终表现的方式，现已被医疗界和医疗设备生产商广泛接受。

DICOM 标准涵盖医学数字图像的采集、归档、通信、显示及查询等几乎所有信息交换协议，以开放互联的架构和面向对象的方法定义了一套包含各种类型的医学诊断图像及其相关的分析、报告等信息的对象集，并且定义了用于信息传递、交换的服务类与命令集，以及消息的标准响应。它详述了唯一标识各类信息对象的技术，并提供应用于网



络环境（OSI 或 TCP/IP）的服务支持。

DICOM 标准的推出与实现，大大简化了医学影像信息交换过程，推动了远程放射学系统、图像管理与通信系统（PACS）的研究与发展，并且由于 DICOM 的开放性与互联性，使得与其他医学应用系统（HIS 和 RIS 等）的集成成为可能。

## 2) DICOM 信息模型

DICOM 标准要解决不同设备制造商、不同国家等复杂的网络环境下的医学图像存储和传输问题。要在复杂情况下实现准确无歧义的信息交换，需要解决的基本问题有语法和语义两大类。

所谓语义问题是指交换信息的具体含义。人们用自然语言进行交流时，会存在二义性问题，即表达的意思存在多种含义，难于用计算机进行处理。为此，DICOM 需要专门定义自己的“语法”和“词汇”，以解决二义性问题。DICOM 的“词汇”是用一对整数表示的，称为标记（Tag），用数据字典给出详细的定义和解释，另外用 UID（唯一标识符）的方法给出唯一标识。“语法”则是指信息组成的规则，在 DICOM 中通信双方只有按约定的方法组织数据，才可能使对方准确获得所传输的信息。

### （1）唯一标识符（UID）

为保证每个标识符的全球唯一性，使用了下面的字符串产生机制：

<根>.<后缀>

根部分是由权威部门分配的，它保证没有其他人或机构再使用这个根标识。这个数值由标准化组织分配给公司或组织。后缀由该公司或组织自行分配，但必须保证在自己内部唯一。如此保证了每一个 UID 在全球范围内是唯一的标识。

### （2）传输语法

传输语法定义的三方面内容：值表示法如何指定，是明确给出还是采用预先规定的方式；多字节数在存储或传输时的字节顺序，是低位字节先存储或发送，还是高位字节先存储或发送；封装情况下的压缩格式，采用 JPEG 还是 RLE 的压缩算法，是有损方式还是无损方式等。双方应采用一致的传输语法，否则会导致信息的错误理解。

### （3）数据元素和数据表

DICOM 数据组织的基本单元是数据元素，数据集是 DICOM 信息保存与传递的主要形式，由一系列数据元素组成。数据元素通过数据元素标记唯一标识。一个数据元素包含了数据元素标记、值表示法（可选）和数据元素值。数据集是由若干个数据元素组成，按数据元素标记中的组号以及元素号数值增加的方式进行排序。一个数据元素在数据集中至多只能出现一次，但在嵌套的数据集可再次出现。

## 3) DICOM 文件格式

DICOM 提供了一种封装方式，将信息对象定义（DICOM IOD）的一个服务对象对（SOP）实例以数据集的形式封装在一个文件中。DICOM 标准文件由 DICOM 文件头和 DICOM 数据集两部分组成。每个文件包含一个单一的 SOP 实例，其中包含一帧或多帧图像。

### （1）DICOM 文件头

DICOM 文件头信息位于文件的起始，用于描述该文件的版本信息、存储媒体、传输

语法标识等信息。文件头的最开始是 128 个字节的文件前导符和 4 字节的 DICOM 前缀，接下来是文件头元素。

## (2) DICOM 数据集

DICOM 数据集由一系列 DICOM 的数据元素组成，每一个数据元素由唯一数据元素标记 tag 来表示。多个数据元素在数据集中以标记从小到大递增的顺序排列。数据元素有三种结构，其中两种包含数值表示法 (virtual reality, VR)，称为显式 VR，另一种不包括 VR，称为隐式 VR。但是三种结构都包括标记、值长度和值域。VR 是否存在，取决于文件头中的传输语法 UID 元素的值。

## 6.3 图像的亮度直方图

### 6.3.1 直方图的概念

亮度直方图是亮度级的函数，描述的是图像中每种亮度级的像素个数，反映图像中每种亮度出现的频率。横坐标是亮度级，纵坐标是亮度级出现的频率。

设  $r$  表示图像中像素的亮度级，可以用概率密度函数  $p_f(f_k)$  表示原始图像的亮度分布，即

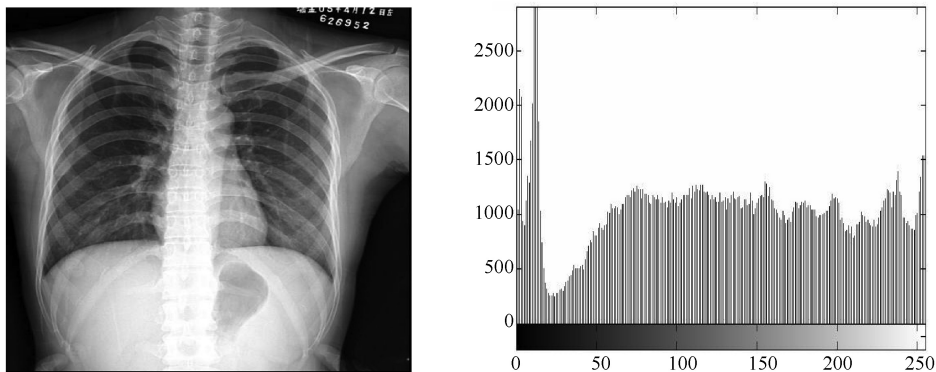
$$p_f(f_k) = n_k / n \quad k = 0, 1, \dots, L-1 \quad (6.1)$$

其中， $f_k$  为第  $k$  个亮度级； $n$  为一幅图像中像素的总数； $n_k$  是值为  $f_k$  的像素个数； $p_f(f_k)$  表示该亮度级出现的概率。因为  $p_f(f_k)$  给出了对  $f_k$  出现概率的一个估计，所以直方图提供原图的亮度值分布情况，即给出了一幅图像所有亮度值的整体描述。

**例 直方图示例** 图 6.3.1 (a) 为一幅亮度分布均匀的 X 平片影像，图 6.3.1 (b) 对应动态范围偏小的图像。图 6.3.1 (c) 对应动态范围还比较大，但其直方图与图 6.3.1 (a) 的直方图相比整个向左移，图像偏暗。图 6.3.1 (d) 对应动态范围也比较大，但其直方图与图 6.3.1 (a) 的直方图相比整个向右移动，说明图像偏亮。

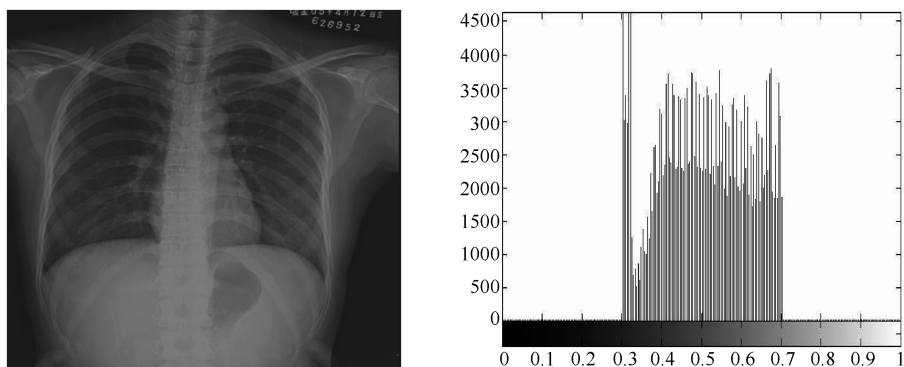
亮度直方图性质：

① 表征了图像的一维信息。直方图只反映图像中不同亮度值出现的次数（或频数）而未反映像素所在位置。

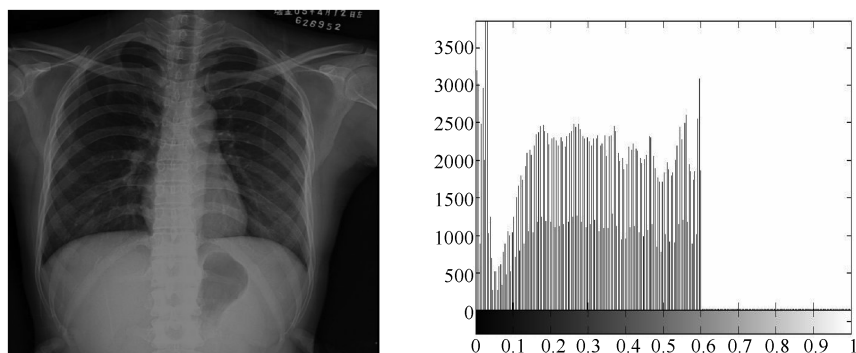


(a) 均匀分布

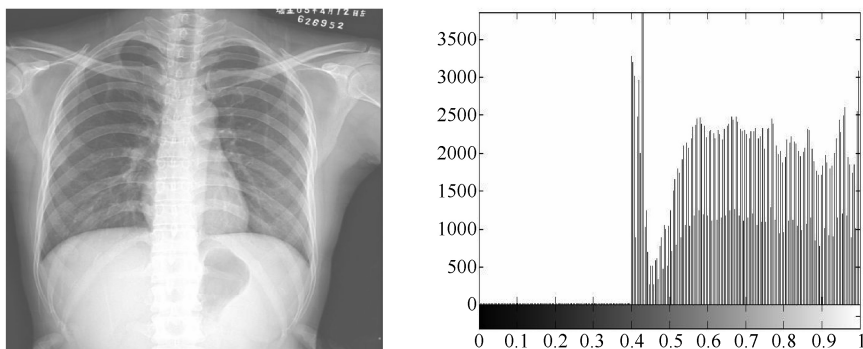
图 6.3.1 不同亮度级范围图像及相应直方图



(b) 小动态范围



(c) 动态范围偏左



(d) 动态范围偏右

图 6.3.1 不同亮度级范围图像及相应直方图 (续)

② 直方图与图像之间的关系是多对一的映射关系,一幅图像能唯一确定出与之对应的直方图,但不同图像可能有相同的直方图。

③ 子图直方图之和为整图的直方图。

### 6.3.2 直方图的用途

由于直方图反映了图像亮度的分布情况,因此,虽然亮度直方图是一维信息,但是通常作为图像特征的信息而在图像处理中起着非常重要的作用。可以说,从对图像的观察与分析,到对图像处理结果的评价,都离不开直方图。

直方图的用途概况如下。

#### (1) 评价成像条件

根据图像亮度直方图,分析图像在成像过程(或数字化过程)中是否合理地使用了亮度动态范围。例如,曝光不足或是曝光过度都是没有合理地利用亮度范围,造成大部分的像素集中在较少的亮度范围内,从而影响了图像的清晰度。

#### (2) 进行图像增强处理

根据图像的亮度直方图,设计一种亮度映射函数,实现处理后图像的像素尽可能充分地使用亮度动态范围,或将亮度映射到色彩空间,以不同的颜色强化图像的亮度变换。

#### (3) 进行图像分割

根据图像的亮度直方图,将像素分割成不同的类别,实现不同景物的提取。这里假设同一景物的像素具有相近的亮度分布,不同景物间存在不同的亮度分布。如果将直方图拓展至亮度以外,表达一种参数的统计,则这种参数的直方图对于图像分割具有更一般性的应用价值。直方图对物体与背景有较强对比的景物的分割特别有用,可以确定图像二值化的阈值

#### (4) 进行图像压缩

利用亮度直方图的统计信息,设计一种编码方案,让具有最多像素的亮度以最少的字长表示,从而用最少的数据量表达整幅图像,如 Huffman 编码算法。

## 6.4 图像的编码方法

### 6.4.1 彩色编码

颜色是图像的最重要的属性之一,图像的色彩在医学图像分析和应用中起着重要作用。尽管彩色图像的色彩多种多样,但它们都可以分解为三种基本的成分,即可以用红、绿、蓝三种基色的组合表示。一种颜色可用三个基本量来描述,所以建立颜色模型就是建立一个 3D 坐标系,其中每个空间点都代表某一种颜色。

目前常用的颜色模型可分三类。

#### 1) RGB 模型

这个模型基于笛卡尔坐标系,三个轴分别为  $R$  (red),  $G$  (green),  $B$  (blue), 如图 6.4.1 所示。原点对应黑色,离原点最远对应白色。在这个模型中,从黑到白的亮度值分布在从原点到离原点最远顶点间的连线上,而立方图内其余各点对应不同的颜色,可用从原点到该点的矢量表示。为方便我们将立方体归一化为单位立方体,这样所有的  $R$ ,  $G$ ,  $B$  的值都在区间[0 1]中。

根据这个模型,每幅彩色图包括三个独立的基色平面,或者说可分解到三个平面上。反过来如果一幅图像可被表示为三个平面,使用这个模型比较方便。

#### 2) CMY 模型

CMY 模式是指采用青色(cyan)、品红色(magenta)、黄色(yellow)三种基本颜色按一定比例合成颜色的方法,是一种依靠反光显色的色彩模式,如图 6.4.2 所示。在 CMY 模型中,显示的色彩不是直接来自于光线的色彩,而是光线被物体吸收掉一部分之后反

射回来的剩余光线所产生的。因此，光线都被吸收时显示为黑色，当光线完全被反射时显示为白色。

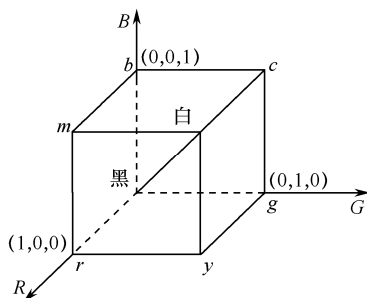


图 6.4.1 基于笛卡尔坐标系的 RGB 模型

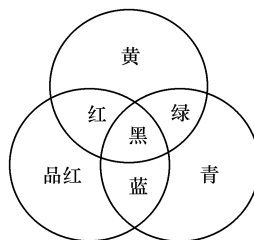
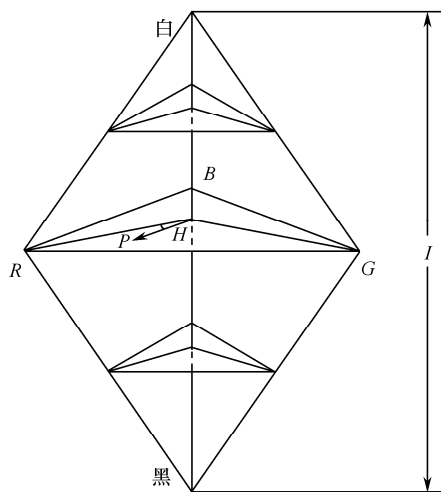


图 6.4.2 CMY 模型

### 3) HSI 模型

这个模型基于两个重要的事实：①  $I$  分量与图像的彩色信息无关；②  $H$  和  $S$  分量与人感受颜色的方式是紧密相连的。

HSI 模型中的各分量可定义在如图 6.4.3 (a) 中所示的双棱锥中，其中每个横截面如图 6.4.3 (b) 所示。对其中的任一个色点  $P$ ，其  $H$  值为指向该点的矢量与  $R$  轴的夹角。这个点的  $S$  与指向该点的矢量长成正比，越长越饱和。



(a) HSI模型双棱锥

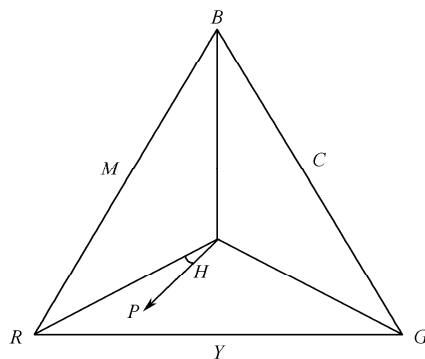
(b) 确定  $I$  分量的横截面图

图 6.4.3 HSI 模型

### 4) 颜色模型转换

① 从 RGB 模型三个在  $[0, 1]$  范围内的  $R$ ,  $G$ ,  $B$  值，其对应 HSI 模型中的  $I$ ,  $S$ ,  $H$  分量可分别由下面给出的公式计算

$$I = \frac{1}{3}(R + G + B) \quad (6.2)$$

$$S = 1 - \frac{3}{(R + G + B)}[\min(R, G, B)] \quad (6.3)$$

$$H = \arccos \left\{ \frac{[(R-G) + (R-B)/2]}{[(R-G)^2 + (R-B)(G-B)]^{1/2}} \right\} \quad (6.4)$$

由式(6.4)直接计算出的  $H$  值在  $[0^\circ, 180^\circ]$  之间, 对应  $G \geq B$  的情况。在  $G < B$  时,  $H$  的值应该大于  $180^\circ$ 。此时我们可令  $H = 360^\circ - H$ , 把  $H$  转到  $[180^\circ, 360^\circ]$  之间。所以若将两种情况都考虑上, 则由式(6.4)计算的  $H$  是在  $[0^\circ, 360^\circ]$  之间。为把在  $[0^\circ, 360^\circ]$  之间的  $H$  变换到  $[0, 1]$  之间, 我们可再令  $H' = H / 360^\circ$  进行转换。当  $S = 0$  时对应的是无色的中心带, 这时  $H$  就没有意义了, 此时定义  $H$  为 0。当  $I = 0$  时,  $S$  也没有意义。

#### ② 从 HSI 转换到 RGB。

若设  $S, I$  的值在  $[0, 1]$  之间,  $R, G, B$  的值也在  $[0, 1]$  之间, 则从 HSI 到 RGB 的转换公式如下。

##### ① 当 $H$ 在 $[0^\circ, 120^\circ]$ 之间

$$B = I(1 - S) \quad (6.5)$$

$$R = I \left[ 1 + \frac{S \cos H}{\cos(60^\circ - H)} \right] \quad (6.6)$$

$$G = 3I - (B + R) \quad (6.7)$$

##### ② 当 $H$ 在 $[120^\circ, 240^\circ]$ 之间:

$$R = I(1 - S) \quad (6.8)$$

$$G = I \left[ 1 + \frac{S \cos(H - 120^\circ)}{\cos(180^\circ - H)} \right] \quad (6.9)$$

$$B = 3I - (G + B) \quad (6.10)$$

##### ③ 当 $H$ 在 $[240^\circ, 360^\circ]$ 之间:

$$G = I(1 - S) \quad (6.11)$$

$$B = I \left[ 1 + \frac{S \cos(H - 240^\circ)}{\cos(300^\circ - H)} \right] \quad (6.12)$$

$$R = 3I - (G + B) \quad (6.13)$$

一幅“真”彩色 RGB 数字图像一般用 24 比特, 即  $R, G, B$  三个分量各用 8 比特表示。这样用 24 比特可表示的颜色总数为 16777216 种。如果将其转换到其他彩色空间也常保持总比特数不变。

## 6.4.2 伪彩色与假彩色

**真彩色 (true color):** 是指在组成一幅彩色图像的每个像素值中, 有  $R, G, B$  三个基色分量, 每个基色分量直接决定显示设备的基色强度产生彩色。

**伪彩色 (pseudo color):** 每个像素的颜色不是由每个基色分量的数值直接决定, 而是把像素值当作颜色查找表 (color look-up table, CLUT) 的表项入口地址, 去查找一个显示图像时使用的  $R, G, B$  亮度值, 用查找出的  $R, G, B$  亮度值合成产生彩色。

**假彩色 (false color):** 将多波段单色影像合成为假彩色影像, 如 landsat 7/ETM+ 有八个波段, 用其中三个合成就是假彩色。

从实现技术上讲, 假彩色与真彩色是一致的, 都是  $R, G, B$  分量组合显示; 伪彩

色显示调用的是颜色表。

## 6.5 医学图像的基本运算

### 6.5.1 医学图像的亮度变换

#### 1) 算术运算

算术运算一般用于亮度图像，两像素  $p$  和  $q$  之间的算术运算如下。

(1) 加法运算：记为  $p+q$

图像加法的一种应用方式是通过图像平均以减少在图像采集中产生的噪声。设有一幅混入噪声的图  $g(x,y)$  是由原始图  $f(x,y)$  和噪声图  $e(x,y)$  叠加而成，即

$$g(x,y) = f(x,y) + e(x,y) \quad (6.14)$$

假设各点的噪声互不相关，且具有零均值。设将  $M$  个图像  $\{g_i(x,y)\}$  相加求平均

$$\bar{g}(x,y) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M g_i(x,y) \quad (6.15)$$

那么新图像和噪声图像各自均方差间的关系

$$\sigma_{\bar{g}(x,y)} = \sqrt{\frac{1}{M}} \times \sigma_{g(x,y)} \quad (6.16)$$

可见随着平均图数量  $M$  的增加，噪声在每个像素位置  $(x,y)$  的影响逐步减少。

#### 例 用图像平均消除随机噪声

图 6.5.1 (a) 为一幅迭加了零均值高斯随机噪声的亮度图像。图 6.5.1 (b) 至图 6.5.1 (d) 分别为用 4、8 和 16 幅同类图（噪声均值和方差不同的不同样本）进行相加平均的结果。

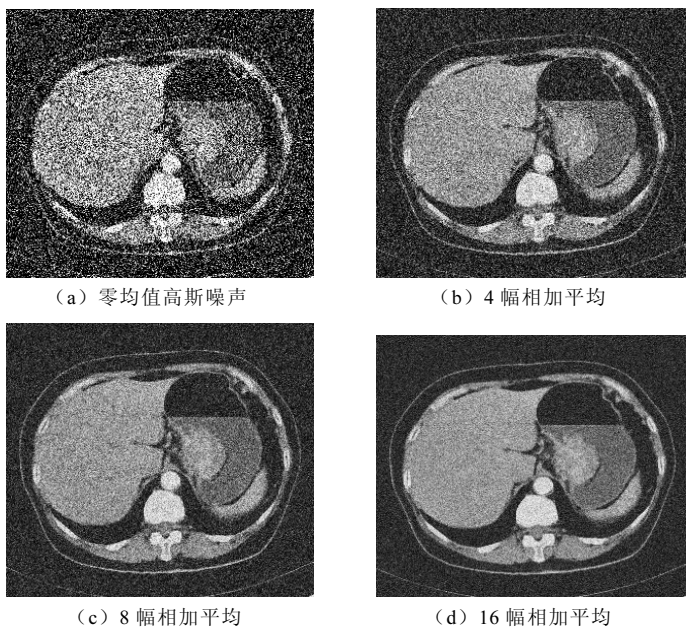


图 6.5.1 图像平均消除随机噪声

(2) 减法运算：记为  $p - q$

设有图像  $f(x, y)$  和  $h(x, y)$ ，它们的差为

$$g(x, y) = f(x, y) - h(x, y) \quad (6.17)$$

图像相减的结果就可把两图的差异显示出来。图 6.5.2 是乳腺 DCE-MRI 减影前后的对比图像。图 6.5.2 (a) 是减影前的图像，对其减去掩膜图像，得到减影后的 6.5.2 (b) 图像。通过两幅图像的对比，可以明显地看出，减影后的右乳病灶区的对比度得到了增强。

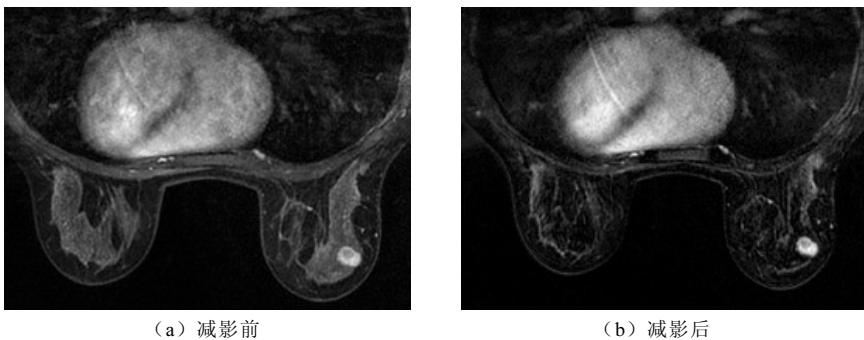


图 6.5.2 乳腺减影图像

(3) 乘法运算：记为  $p * q$  (也可写为  $pq$  和  $p \times q$ )

(4) 除法运算：记为  $p / q$

图像的乘法 (或除法) 运算的主要用途是校正由于照明或传感器的非均匀性造成的图像亮度阴影。

## 2) 逻辑运算

逻辑运算只用于二值图像。图像处理中常用的逻辑运算如下。

- ① 与 (AND)：记为  $p \text{ AND } q$  (也可写为  $p \bullet q$ )；
- ② 或 (OR)：记为  $p \text{ OR } q$  (也可写为  $p + q$ )；
- ③ 补 (COMPLEMENT)：记为  $\text{NOT } q$  (也可写为  $\bar{q}$ )。

## 例 逻辑运算

图 6.5.3 给出各种逻辑运算的例子，其中黑色代表 1，白色代表 0

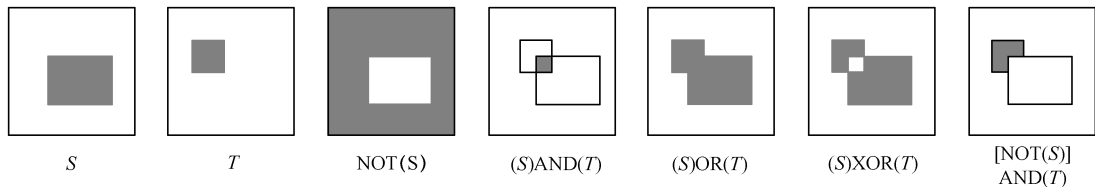


图 6.5.3 逻辑运算示意图

## 3) 邻域运算

算术和逻辑运算也可用于邻域运算。邻域处理主要以模板运算的形式实现，其想法是将赋予某个像素的值作为它本身亮度值和其相邻像素亮度值的函数。



### 例 邻域运算

考虑图 6.5.4 (a) 所示的子图区域, 并用图 6.5.4 (b) 的模板, 则邻域运算结果为

$$z = w_1 z_1 + w_2 z_2 + \cdots w_9 z_9 = \sum_{i=1}^9 w_i z_i \quad (6.18)$$

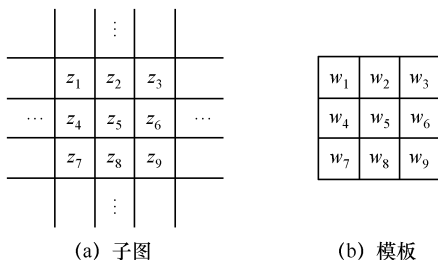


图 6.5.4 邻域运算结果

## 6.5.2 医学图像的几何运算 (平移、旋转、缩放)

假设有一幅定义在  $(w, z)$  坐标系上的图像  $f$  经过几何变形后产生了定义在  $(x, y)$  坐标系上的图像  $g$ 。这个 (坐标系的) 变换可以表示为

$$(x, y) = T\{(w, z)\} \quad (6.19)$$

图像的几何运算可以用如下矩阵形式表示

$$\begin{bmatrix} x & y & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} w & z & 1 \end{bmatrix} T = \begin{bmatrix} w & z & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} t_{11} & t_{12} & 0 \\ t_{21} & t_{22} & 0 \\ t_{31} & t_{32} & 1 \end{bmatrix} \quad (6.20)$$

该变换可以平移、缩放、旋转等, 具体取决于  $T$  元素的取值。表 6.1 给出怎样选择不同的  $T$  值以实现不同的变换。

表 6.1 几何变换类型

类 型	矩阵 $T$	坐 标 方 程
平 移	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ \delta_x & \delta_y & 1 \end{bmatrix}$	$x = w + \delta_x$ $y = z + \delta_y$
缩 放	$\begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$x = S_x w$ $y = S_y z$
旋 转	$\begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$x = w \cos \theta - z \sin \theta$ $y = w \sin \theta + z \cos \theta$

## 6.5.3 医学图像的变换 (傅里叶、离散余弦、小波)

### 1. 傅里叶变换

傅里叶变换是一种正交变换, 它广泛地应用于很多领域, 从某种意义上说, 傅里叶变换就是函数的第二种描述语言, 掌握了傅里叶变换, 人们就可以在空域和频域中同时

思考处理问题的方法。由于它不仅能把空间域中复杂的卷积运算转化为频率域中的乘积运算，还能在频率域中简单而有效地实现增强处理和进行特征抽取，因而在图像处理中也得到了广泛的应用。

### 1) 1-D 离散傅里叶变换

医学图像可以看成是一个离散的序列，则这个离散序列可表示为  $\{f(0), f(1), f(2), \dots, f(N-1)\}$ 。借助这种表达，并令  $x$  为离散实变量， $u$  为离散频率变量，可将离散傅里叶变换对定义为

$$F\{f(x)\} = F(u) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \exp(-j2\pi ux/N) \quad u = 0, 1, \dots, N-1 \quad (6.21)$$

$$F^{-1}\{F(u)\} = f(x) = \sum_{u=0}^{N-1} F(u) \exp(j2\pi ux/N) \quad x = 0, 1, \dots, N-1 \quad (6.22)$$

上式中的指数项可借助欧拉公式写为

$$\exp[-j2\pi ux/N] = \cos 2\pi ux - j \sin 2\pi ux \quad (6.23)$$

每个  $u$  值都确定所对应的正弦和余弦对的频率，所以称为频率变量。

### 2) 2-D 离散傅里叶变换

一维离散傅里叶变换及其反变换向二维扩展是简单明了的。一个图像尺寸为  $M \times N$  的函数  $f(x, y)$  的离散傅里叶变换由下式给出

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-j2\pi(ux/M + vy/N)} \quad (6.24)$$

与一维中的情况一样，此表达式必须对  $u$  ( $u = 0, 1, 2, \dots, M-1$ ) 值和  $v$  ( $v = 0, 1, 2, \dots, N-1$ ) 值计算。同样，给出  $F(u, v)$ ，可以通过傅里叶反变换获得  $f(x, y)$ ，由以下表达式给出：

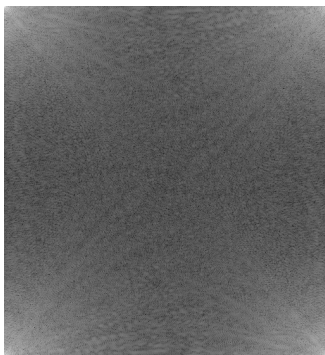
$$f(x, y) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{j2\pi(ux/M + vy/N)} \quad (6.25)$$

其中， $x=0, 1, 2, \dots, M-1$ ， $y=0, 1, 2, \dots, N-1$ 。以上两式构成了二维离散傅里叶变换对。变量  $u$  和  $v$  是变换或频率变量， $x$  和  $y$  是空间或图像变量。正如在一维中的情况，常量  $1/MN$  的位置并不重要，有时它在反变换之前。其他的时候，它被分为两个相等的常数  $1/\sqrt{MN}$ ，分别乘在变换和反变换的式子前。

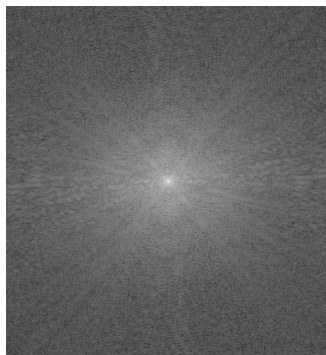
图 6.5.5 (b) 是 6.5.5 (a) 的傅里叶频谱，它显示了包含在频谱数据内的四个紧邻的四分之一周期。将原点的变换值移动到频率矩形的中心位置得到图 6.5.5 (c)，这样可以简化频谱的视觉分析。



(a) 原图



(b) 傅里叶频谱



(c) 变换值移动频率矩形中心

图 6.5.5 图像的傅里叶频谱显示

## 2. 离散余弦变换

2-D 离散余弦变换 (DCT) 和其反变换由下式定义。

$$C(u,v) = a(u)a(v) \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) \cos \left[ \frac{(2x+1)u\pi}{2N} \right] \cos \left[ \frac{(2y+1)v\pi}{2N} \right] \quad u,v=0,1,\dots,N-1 \quad (6.26)$$

$$f(x,y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} a(u)a(v)C(u,v) \cos \left[ \frac{(2x+1)u\pi}{2N} \right] \cos \left[ \frac{(2y+1)v\pi}{2N} \right] \quad x,y=0,1,\dots,N-1 \quad (6.27)$$

其中  $a(u)$  由下式定义。

$$a(u) = \begin{cases} \sqrt{1/N} & \text{当 } u=0 \\ \sqrt{2/N} & \text{当 } u=1,2,\dots,N-1 \end{cases} \quad (6.28)$$

2-D DCT 的正变换核表达式为

$$g(x,y,u,v) = a(u)a(v) \cos \left[ \frac{(2x+1)u\pi}{2N} \right] \cos \left[ \frac{(2y+1)v\pi}{2N} \right] \quad (6.29)$$

DCT 的变换核具有可分离性和对称性, 即

$$g(x,y,u,v) = g_1(x,u)g_2(y,v) = a(u) \cos \left[ \frac{(2x+1)u\pi}{2N} \right] a(v) \cos \left[ \frac{(2y+1)v\pi}{2N} \right] \quad (6.30)$$

### 例 离散余弦变换基本函数

图 6.5.6 给出  $N=4$  时 DCT 基本函数的图示 (不同阴影代表不同数值)。

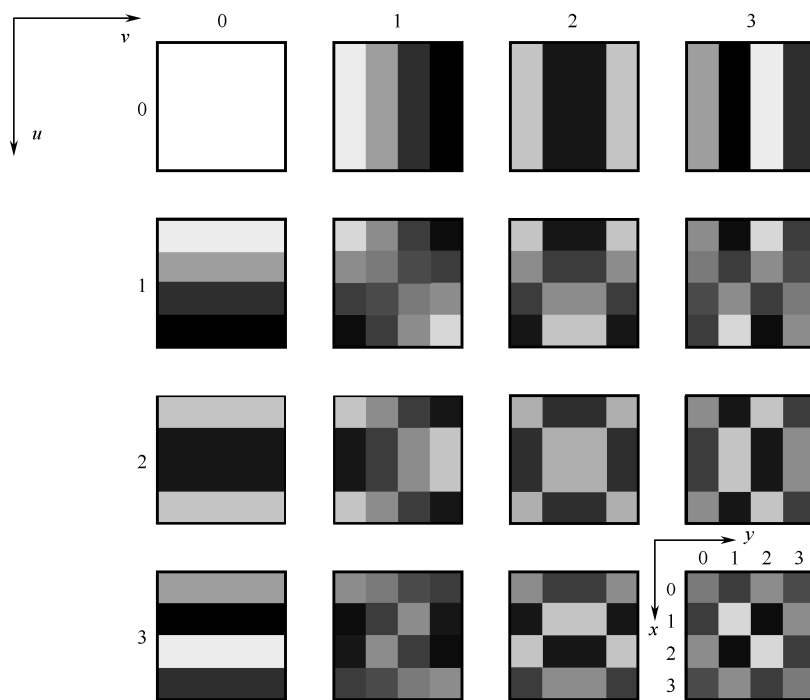
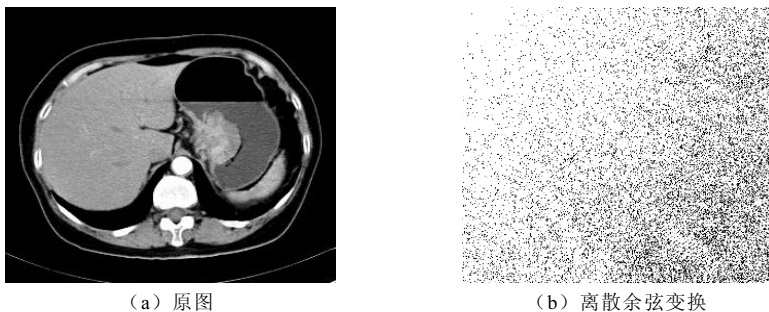


图 6.5.6  $N=4$  时 DCT 基本函数图示

### 例 离散余弦变换示例

图 6.5.7 给出离散余弦变换的一个示例, 其中图 6.5.7(a) 是一幅原始图像, 图 6.5.7(b)

是对图 6.5.7(a) 的离散余弦变换结果 (变换幅值)。其左上角对应低频分量, 可见, 图 6.5.7 (a) 中的大部分能量在低频部分。



(a) 原图

(b) 离散余弦变换

图 6.5.7 离散余弦变换

### 3. 波变换

对实函数  $u(t)$  来说, 如果它的傅里叶变换  $U(s)$  满足下式。

$$C_u = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|U(s)|^2}{|s|} ds < 0 \quad (6.31)$$

那么就称  $u(t)$  为“基小波”。

对基小波进行平移和放缩可得到一组小波基函数  $\{U_{s,p}(t)\}$ , 也称积分核:

$$U_{s,p}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} U\left(\frac{t-p}{s}\right) \quad (6.32)$$

其中尺度参数  $s$  为正实数, 指示某个小波基函数的宽度, 定位参数  $p$  为实数, 指示沿  $t$  轴的平移位置。

函数  $f(t)$  相对于小波  $u(t)$  的连续小波正变换和反变换分别为

$$W\{f(t)\} = W_f(s, p) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) u_{s,p}(t) dt = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{s}} U\left(\frac{t-p}{s}\right) dt \quad (6.33)$$

$$W^{-1}\{W_f(s, p)\} = f(t) = \frac{1}{C_u} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W_f(s, p) u_{s,p}(t) dp \frac{ds}{s^2} \quad (6.34)$$

小波变换具有时间—频率都局部化的特点。在小波变换中, 时间窗函数的宽度与频率 (变换域) 窗函数的宽度都是  $s$  的函数, 其乘积根据“测不准原理”是一个常数。在对低频分析时可加宽时间窗, 减小频率窗; 而对高频分析时可加宽频率窗, 减小时间窗。这可以借助图 6.5.8 来解释, 图中每个窗口的面积是个常数, 对应较高频率的窗比较窄 (时间范围小) 但比较高 (频率范围大); 而对应较低频率的窗比较宽 (时间范围大) 但比较低 (频率范围小)。

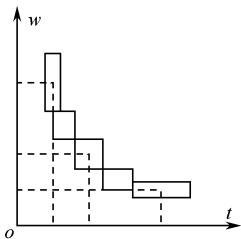


图 6.5.8 窗函数示意图

#### 例 图像的二级小波分解示意

图 6.5.9 将 2D 图像在每个尺度上分解为 4 个频道, 即 LL, HL, LH, HH。这也称为金字塔结构小波分解。一般所说的小波变换常仅对低通滤波器的输出递归进行, 如图 6.5.9 左上角。

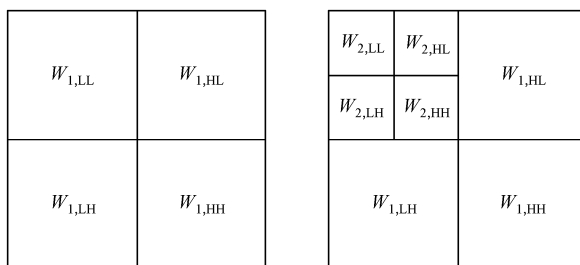


图 6.5.9 图像的二级小波分解示意

### 例 图像的多级小波分解示例

图 6.5.10 给出对两幅图像进行三级小波分解得到的结果。最左上角的是一个低频子图像，它是原图像在低分辨率上的一个近似，其余各个不同分辨率的子图像均是高频子图像，它们在不同的分辨率和不同的方向上反映了原图像的高频细节。其中在各个 LH 频道，主要结构均是沿水平方向的，反映了图像中的水平边缘情况；在各个 HL 频道，主要结构均是沿垂直方向的，反映了图像中的垂直边缘情况；而在各个 HH 频道，沿水平方向的和沿垂直方向的高频细节均有体现。

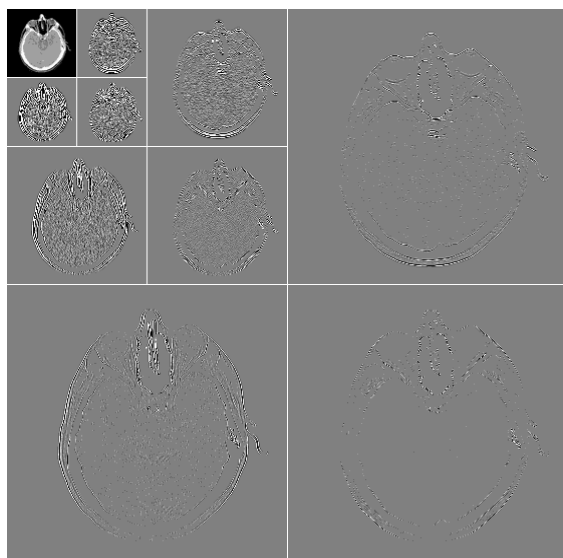


图 6.5.10 三级小波分解

## 6.6 图像的插值技术

### 6.6.1 插值的概念

图像插值是指对图像中数据丢失的局部区域进行修补填充，以恢复图像的完整性和原有的视觉效果，图像插值是一种增加图像像素大小的方法。插值程序会自动在像素周围色彩的基础上计算丢失像素的色彩，再根据计算的结果对该像素进行放大并对色彩信息进行补充，但它会在一定程度上丢失图像的细节和质量。

## 6.6.2 插值方法

插值算法应用的领域较多, 其中对图像进行缩放处理是比较典型的应用。由于图像像素的亮度值是离散的, 因此一般的处理方法是对原来在整数点坐标上的像素值进行插值生成连续的曲面, 然后在插值曲面上重新采样以获得缩放图像像素的亮度值。缩放处理从输出图像出发, 采用逆向映射方法, 即在输出图像中找到与之对应的输入图像中的某个或某几个像素。采用这种方法能够保证输出图像中的每个像素都有一个确定值, 否则, 如果从输入图像出发来推算输出图像, 输出图像的像素点可能出现无亮度值的情况属于正向插值问题。因为, 对图像进行缩放处理时输出图像像素和输入图像之间可能不再存在着一一对应关系。下面分别对三种算法予以介绍。插值算法有多种, 最常用的有最近邻插值、双线性插值以及三次多项式插值。

### 1. 最近邻插值算法是最简单的插值法 (零阶插值法)

它是用 4 个相邻格点中与  $(u_0, v_0)$  点最近的点的亮度值作为该点亮度值。假设, 图 6.6.1 中整数坐标点  $(u, v)$  与点  $(u_0, v_0)$  距离最近, 则有

$$f(u_0, v_0) = f(u, v) \quad (6.35)$$

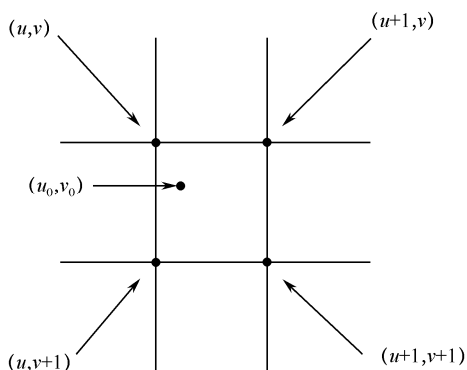


图 6.6.1 像素示意图

最近邻插值法的优点是计算量很小, 算法也简单, 因此运算速度较快。但它仅使用距离待测采样点最近的像素的亮度值作为该采样点的亮度值, 而未考虑其他相邻像素点的影响, 因而重新采样后亮度值有明显的 discontinuity, 图像质量损失较大, 会产生明显的马赛克和锯齿现象。

### 2. 双线性插值算法 (一阶插值法)

它要经过三次插值才能获得最终结果, 是对最近邻插值法的一种改进, 即先对两水平方向进行一阶线性插值, 然后在垂直方向上进行一阶线性插值。

用  $[S]$  表示不超过  $S$  的最大整数, 则  $u = [u_0]$ ,  $v = [v_0]$ ,  $\alpha = u_0 - [u_0]$ ,  $\beta = v_0 - [v_0]$ 。根据  $(u_0, v_0)$  四个邻点的亮度值, 插值计算  $f(u_0, v_0)$ 。

首先做水平方向插值。

第 1 步: 从  $f(u, v)$  及  $f(u+1, v)$  求  $f(u_0, v)$ , 即

$$f(u_0, v) = f(u, v) + \alpha[f(u+1, v) - f(u, v)] \quad (6.36)$$

第2步：从  $f(u, v+1)$  及  $f(u+1, v+1)$  求  $f(u_0, v+1)$ ，即

$$f(u_0, v+1) = f(u, v+1) + \alpha[f(u+1, v+1) - f(u, v+1)] \quad (6.37)$$

然后，做垂直方向插值

$$\begin{aligned} f(u_0, v_0) &= f(u_0, v) + \beta[f(u_0, v+1) - f(u_0, v)] \\ &= f(u, v)(1-\alpha)(1-\beta) + f(u+1, v)\alpha(1-\beta) + f(u, v+1)(1-\alpha)\beta + f(u+1, v+1)\alpha\beta \end{aligned} \quad (6.38)$$

双线性插值法效果要好于最近邻插值，只是计算量稍大一些，算法复杂些，程序运行时间也稍长些，但缩放后图像质量高，基本克服了最近邻插值亮度值不连续的特点，因为它考虑了待测采样点周围四个直接邻点对该采样点的相关性影响。但是，此方法仅考虑待测样点周围四个直接邻点亮度值的影响，而未考虑到各邻点间亮度值变化率的影响，因此具有低通滤波器的性质，从而导致缩放后图像的高频分量受到损失，图像边缘在一定程度上变得较为模糊。用此方法缩放后的输出图像与输入图像相比，仍然存在由于插值函数设计考虑不周而产生的图像质量受损与计算精度不高的问题。

### 3. 三次多项式插值

如果图像亮度变化规律较复杂，就不能简单地用两个邻点对其间的数据点线性插值。这时，可用在同一直线方向上的更多采样点亮度对该数据点做非线性插值。典型的有多项式插值。

#### 1) 多项式插值原理

已知数据表列： $y \cong y(x_i)$ ，试构造一个多项式，使之在所有  $x_i$  处，满足  $y \cong y(x_i)$  插值多项式： $y = c_0 + c_1x + c_2x^2 + \cdots + c_nx^n$ 。 $n$ 阶多项式：须用  $n+1$  个数据点来求出  $c_0, c_1, \cdots, c_n$  通过线性方程组对系数求解：

$$\begin{bmatrix} 1 & x_0 & x_0^2 & \cdots & x_0^n \\ 1 & x_1 & x_1^2 & \cdots & x_1^n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \cdots & x_n^n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_0 \\ c_1 \\ \vdots \\ c_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_0 \\ y_1 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} \quad (6.39)$$

$n$ 阶多项式插值须用  $n+1$  个数据点  $(x_0, y_0), \cdots, (x_n, y_n)$ 。显然，线性插值是多项式插值的一个特例，即用两个数据点做直线内插。由于图像数据量较大，一般取三次多项式，精度就基本可以保证。对每一维，三次多项式插值需要用同一直线方向上的四个数据点做内插。

#### 2) $\sin c$ 函数及 $\sin c$ 插值

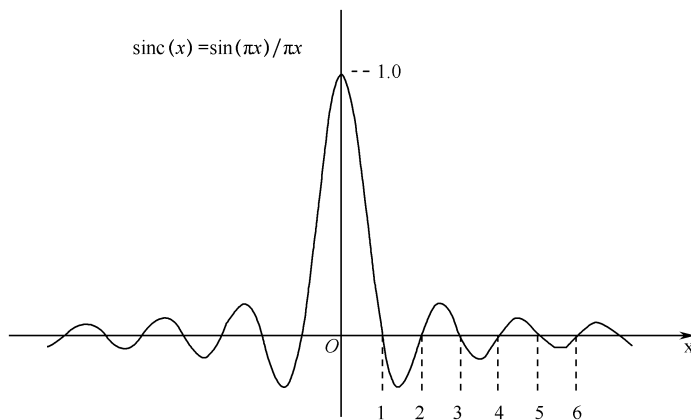
$\sin c$  函数的定义如图 6.6.2 所示。

$$\sin c(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} \quad (6.40)$$

由连续信号采样定理可知，若对采样值  $x_i$  用  $\sin c$  函数做插值函数，可准确恢复原函数，即可准确得到采样点间任意点的值。

$$y = f(x) = \sum_{-\infty}^{+\infty} \sin c(|\alpha - i|) \times y_i \quad i = \text{整数} \quad (6.41)$$

$$\alpha = x - [x] \quad (6.42)$$

图 6.6.2  $\sin c$  函数

其中,  $x$  为已知样本点,  $x_i$  为与待插值点距离。理论上对全部数据点 (包括无穷远处点) 对插值点的影响累加求和。考虑到计算量, 仅取有限区间做近似计算

$$f(x) = \sum_{i=-1}^2 \text{sinc}(|\alpha - i|) \cdot f(x_i) = \sum_{i=-1}^2 \text{sinc}(|\alpha - i|) \cdot f(x + i - \alpha) \quad (6.43)$$

进一步减少计算量, 用  $\frac{\sin(\pi x)}{\pi x}$  的三次近似多项式

$$\sin c'(x) = \begin{cases} 1 - 2|x|^2 + |x|^3 & 0 \leq |x| < 1 \\ 4 - 8|x| + 5|x|^2 - |x|^3 & 1 \leq |x| < 2 \\ 0 & 2 \leq |x| \end{cases} \quad (6.44)$$

### 3) 二维图像的三次多项式插值

以上介绍的是在一个方向上的三次多项式插值计算方法。对于二维医学图像插值须考虑 16 个邻点亮度值影响。根据  $(u_0, v_0)$  16 个邻点亮度值, 插值计算  $f(u_0, v_0)$ , 即

$$\begin{aligned} \alpha &= u_0 - [u_0] \\ \beta &= v_0 - [v_0] \end{aligned} \quad (6.45)$$

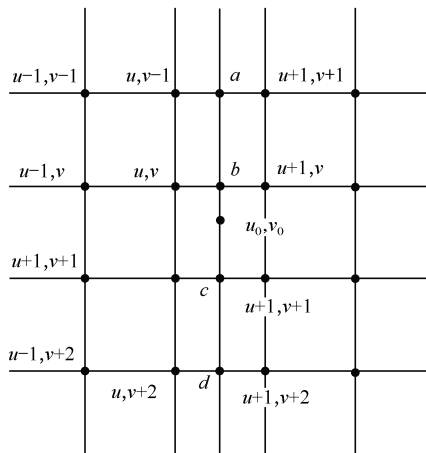


图 6.6.3 二维三线性插值



首先, 在四条水平直线上分别用三次多项式插值计算出点  $a, b, c, d$  处的亮度值。我们采用  $\text{sinc}$  函数  $\text{sinc}(x)$  的三次多项式近似。

我们采用  $\text{sinc}$  函数  $\text{sinc}(x)$  的三次多项式近似。

点  $a, f(a)$ :

$$f(u_0, v-1) = \text{sinc}(1+\alpha)f(u-1, v-1) + \text{sinc}(\alpha)f(u, v-1) + \text{sinc}(1-\alpha)f(u+1, v-1) + \text{sinc}(2-\alpha)f(u+2, v-1) \quad (6.46)$$

点  $b, f(b)$ :

$$f(u_0, v) = \text{sinc}(1+\alpha)f(u-1, v) + \text{sinc}(\alpha)f(u, v) + \text{sinc}(1-\alpha)f(u+1, v) + \text{sinc}(2-\alpha)f(u+2, v) \quad (6.47)$$

点  $c, f(c)$ :

$$f(u_0, v+1) = \text{sinc}(1+\alpha)f(u-1, v+1) + \text{sinc}(\alpha)f(u, v+1) + \text{sinc}(1-\alpha)f(u+1, v+1) + \text{sinc}(2-\alpha)f(u+2, v+1) \quad (6.48)$$

点  $d, f(d)$ :

$$f(u_0, v+2) = \text{sinc}(1+\alpha)f(u-1, v+2) + \text{sinc}(\alpha)f(u, v+2) + \text{sinc}(1-\alpha)f(u+1, v+2) + \text{sinc}(2-\alpha)f(u+2, v+2) \quad (6.49)$$

由  $a, b, c, d$  4 点在垂直方向上再做 3 次多项式内插:

$$f(u_0, v_0) = \text{sinc}(1+\beta)f(u_0, v-1) + \text{sinc}(\beta)f(u_0, v) + \text{sinc}(1-\beta)f(u_0, v+1) + \text{sinc}(2-\beta)f(u_0, v+2) \quad (6.50)$$

可见, 共做 5 次  $\text{sinc}$  内插, 从 16 个邻点计算得到  $f(u_0, v_0)$ 。特点是插值精度高, 但计算量大。

可以将上述插值方法用矩阵表示

$$f(u_0, v_0) = A * B * C \quad (6.51)$$

$$A = [\text{sinc}(1+\alpha), \text{sinc}(\alpha), \text{sinc}(1-\alpha), \text{sinc}(2-\alpha)] \quad (6.52)$$

$$B = \begin{bmatrix} f(u-1, v-1) & f(u-1, v) & f(u-1, v+1) & f(u-1, v+2) \\ f(u, v-1) & f(u, v) & f(u, v+1) & f(u, v+2) \\ f(u+1, v-1) & f(u+1, v) & f(u+1, v+1) & f(u+1, v+2) \\ f(u+2, v-1) & f(u+2, v) & f(u+2, v+1) & f(u+2, v+2) \end{bmatrix} \quad (6.53)$$

$$C = [\text{sinc}(1+\beta), \text{sinc}(\beta), \text{sinc}(1-\beta), \text{sinc}(2-\beta)]^T \quad (6.54)$$

## 第7章 医学图像增强

图像增强作为基本的图像处理技术，目的在于通过对图像进行加工使其比原始图像更适用于特定应用，即图像灰度增强是根据特定需要有目的进行。医学图像由于成像设备和获取条件等影响，可能会出现图像质量的退化；另外影像医生希望获得对比度高、细节丰富、可读性好的图像以降低阅片强度便于诊断。通过图像增强改善图像的视觉质量，让观察者能够看到更加直接、清晰、适于分析的信息。

传统的图像灰度增强方法可分为空域法和频域法两大类。空域法图像灰度增强直接对图像中像素灰度值进行运算处理，如线性灰度变换、分段线性灰度变换、非线性灰度变换、直方图均衡化处理等。频域法图像灰度增强首先对图像进行频域变换，然后对各频谱成分进行相应操作，最后经过频域逆变换获得所需结果。任何一种图像灰度增强算法都只是在特定的场合下才可以达到较为满意的增强效果。为了适应不同特点的图像，各种改进的图像灰度增强方法应运而生，如局部直方图均衡化、基于幂函数的加权自适应直方图均衡化、平台直方图均衡化等。

### 7.1 一些基本的灰度变换

假设给定图像的灰度级  $r$  分布在一定范围内，如  $[0,1]$  或  $[0,255]$  等。可以对该范围内任一  $r$  值进行如下变换：

$$s = T(r) \quad (7.1)$$

即通过上述变换，原始图像每个像素灰度值  $r$  都对应变换为一个新值  $s$ 。变换函数  $T$  满足下列条件：

- ① 在  $r$  有效范围内， $T$  函数单调增加；
- ② 对于  $r$  定义域内，有  $s$  在规定的取值范围内。

经典的变换函数  $T$  有线性、分段线性、对数、幂次等。

#### 7.1.1 线性灰度变换

线性灰度增强是将原图像的灰度动态范围按线性关系扩展到指定范围或整个动态范围。 $a$ 、 $b$  为原图像所占用灰度级别的最小值和最大值， $c$ 、 $d$  为增强后的图像所占用灰度级别的最小值和最大值。

$$s = T(r) = \begin{cases} c & r \in [0, a) \\ \frac{d-c}{b-a} \times [r-a] + c & r \in [a, b] \\ d & r \in (b, 255] \end{cases} \quad (7.2)$$

线性灰度变换如图 7.1.1 所示。

该方法实现简单，算法复杂度低，对于曝光不足或过度、成像设备的非线性、记录设备的动态范围太窄等原因引起的图像对比度过低的情况，线性灰度增强将取得较好的

灰度增强效果。

将原图像的灰度动态范围 $[a,b]$ 扩展到整个灰度显示范围 $[0,255]$ 内时,图像将得到最大的增强,此时称为线性最大增强。但实际情况下,图像所占用的灰度级中边界处的部分灰度级出现频率相对较小,影响线性增强效果,因此采用了对灰度范围进行自动修正的线性最大增强方法。

首先按照 $t=\sqrt{(w+h)/2}$ ,  $w$ 、 $h$ 分别表示原图像的宽和高,  $\sqrt{\cdot}$ 是求平方根的函数,  $t$ 表示用来修正原图灰度范围的阈值。接着对原图灰度范围进行修正,修正方法为:从原图灰度范围的最小值向右寻找出第一个出现频率不小于阈值 $t$ 的灰度级 $m$ ;从原图灰度范围的最大值向左寻找出第一个出现频率不小于阈值 $t$ 的灰度级 $n$ 。原图的灰度范围 $[a,b]$ 经过修正以后变为 $[m,n]$ ,然后按照公式 $g(x,y)=\frac{[f(x,y)-m]\times 255}{n-m}$ 将更好地改善图像效果。

图 7.1.2 是线性灰度变换的结果。其中图 7.1.2 (a) 为原始图像,图 7.1.2 (b) 为对应的直方图,显然原始图像灰度偏暗,经过线性灰度变换可以提高图像的亮度增加对比度。若选择的灰度线性变换斜率为负,可实现亮度取反的效果,如图 7.1.2 (e) 和 7.1.2 (f) 所示。

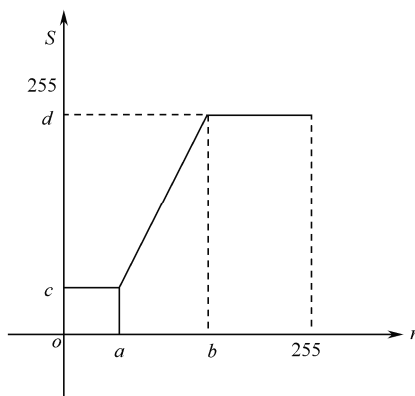
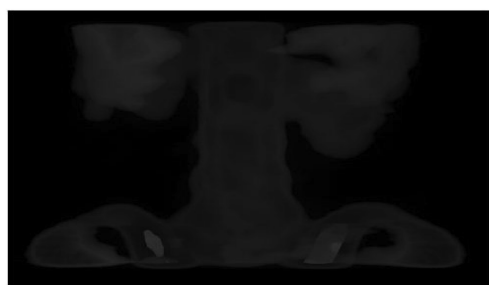
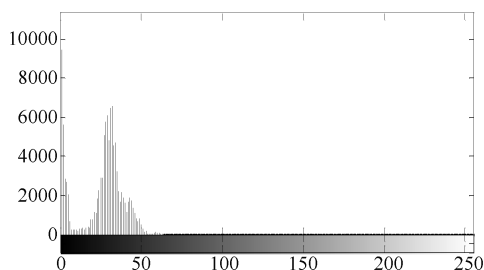


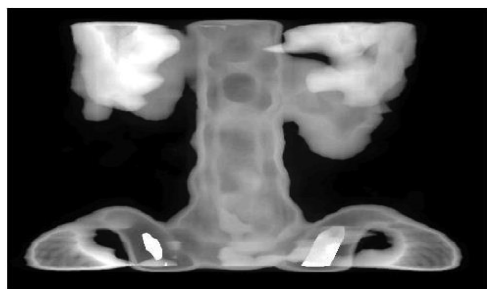
图 7.1.1 线性灰度变换



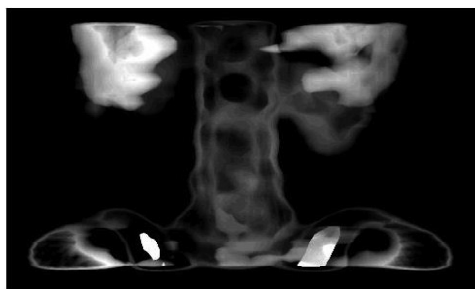
(a) 原始图像



(b) 原始图像直方图

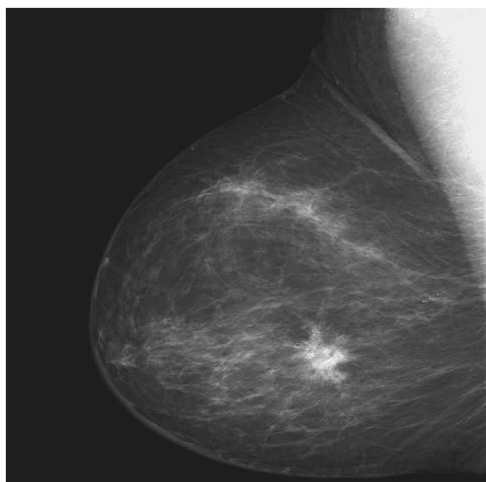


(c) 未指定灰度范围增强后图像

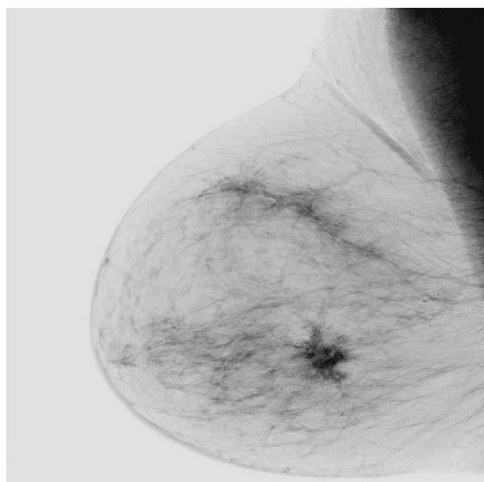


(d) 指定灰度范围增强后图像

图 7.1.2 线性灰度变换



(e) 原图像



(f) 亮度取反后

图 7.1.2 线性灰度变换 (续)

### 7.1.2 分段线性灰度变换

分段线性灰度增强将原图像灰度范围划分为两段或更多段，对感兴趣的目标或灰度区间进行增强，对其他不感兴趣的灰度区间进行抑制。该方法在红外图像的增强中应用较多，可以突出感兴趣的红外目标。线性灰度变换如图 7.1.3 所示，式 (7.3) 即为灰度线性变换的公式。

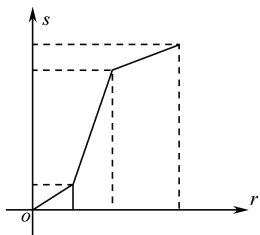
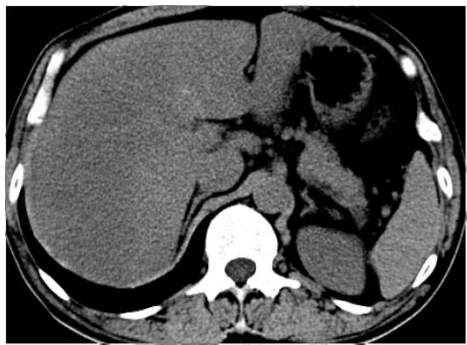


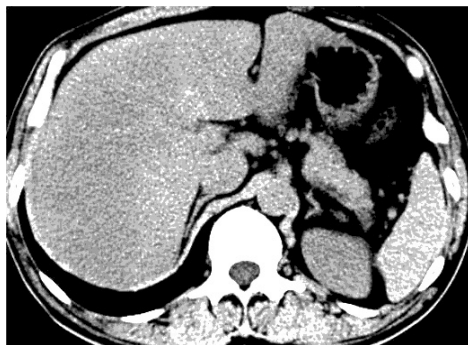
图 7.1.3 线性灰度变换

$$s = T(r) = \begin{cases} \frac{c}{a} \times r & r \in [0, a) \\ \frac{d-c}{b-a} \times [r-a] + c & r \in [a, b] \\ \frac{255-d}{255-b} \times (r-b) + d & r \in (b, 255] \end{cases} \quad (7.3)$$

图 7.1.4 为对图像中感兴趣的目标或灰度区间进行分段线性灰度增强。



(a) 原始图像



(b) 分段灰度变换后叠加图像

图 7.1.4 分段灰度增强

### 7.1.3 对数变换

图 7.1.5 所示对数变换的一般表达式为

$$s = c \log(1+r) \quad (7.4)$$

其中,  $c$  为一个常数,  $r \geq 0$ 。对数曲线如图 7.1.5 所示。此种变换使一窄带低灰度输入图像值映射为一个宽带输出值。相对应的是输入灰度的高调整值。可以利用这种变换来扩展被压缩的高值图像中的暗像素。相对应的是反对数变换的调整值。

如图 7.1.5 所示的一般对数函数的所有曲线都能完成图像灰度的扩散/压缩。事实上, 对数函数有其重要特征, 即在很大程度上压缩了图像像素值的动态范围, 其应用的一个典型例子是傅里叶频谱, 它的像素值具有很大的动态范围。

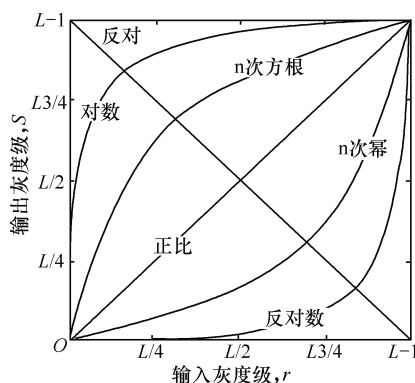


图 7.1.5 用于图像增强的某些基本灰度变换函数

### 7.1.4 幂次变换

幂次变换的基本形式为  $s = c\gamma^r$ , 其中  $c$  和  $\gamma$  为正数, 图像获取、打印和显示的各种装置根据幂次规律产生响应, 用于修正幂次响应现象的过程称为伽马校正。 $\gamma$  参数定义了指数的映射关系曲线的形状, 如果  $\gamma < 1$ , 则映射曲线为上凸曲线; 如果  $\gamma > 1$ , 则映射曲线为下凹曲线; 一般  $\gamma = 1$ , 表示线性映射。当  $\gamma = 2$  时, 该函数等价于平方函数。

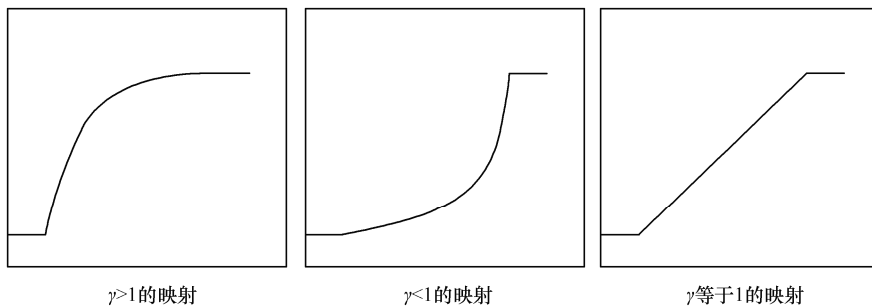


图 7.1.6 映射关系曲线

根据图像直方图, 对于感兴趣的灰度区域进行幂次变换, 取  $\gamma = 0.5$ , 如图 7.1.7 所示。

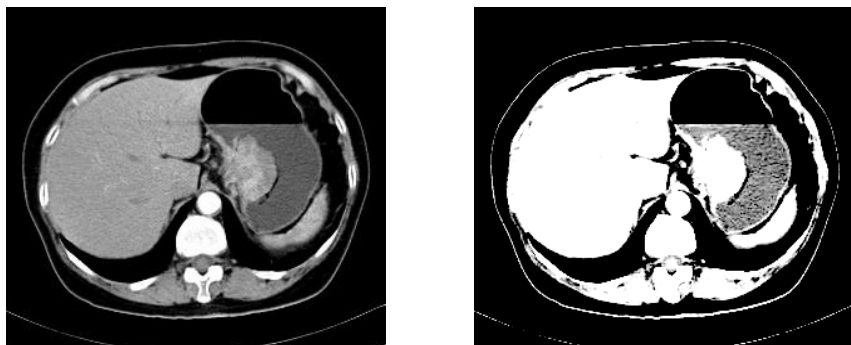


图 7.1.7 幂次变换

## 7.2 医学图像的直方图增强

### 7.2.1 直方图增强的概述

在图像处理中，一种最简单且实用的工具是图像的灰度直方图。通过图像灰度直方图的分布情况，可以大致判断一幅图像的质量。如果一幅图像的灰度直方图挤压在一个较小的灰度范围内，图像的灰度动态范围就小，图像的对比度就差，图像的质量也就不好。反之，图像的灰度动态范围大，图像的对比度就好。要改善图像的灰度动态范围小的问题，一个直观的想法就是修改图像的直方图。常用的修改直方图的方法主要有：灰度变换和直方图增强。灰度变换又称为对比度扩展与调整，它是一种逐像素点对图像进行变换的增强方法，一般是通过线性或非线性函数对图像的灰度进行逐点修改来实现图像增强的。直方图增强技术是一种通过改变图像的全部或局部对比度进行图像增强的技术，该技术主要有两种：直方图均衡化和直方图规定化。

### 7.2.2 直方图均衡化

直方图均衡化的思想是把原始图像中的像素灰度做某种映射变换，使变换后图像灰度的概率密度为均匀分布，即变换后的图像灰度级均匀，这意味着图像灰度的动态范围的增加，提高图像的对比度，如图 7.2.1 所示。

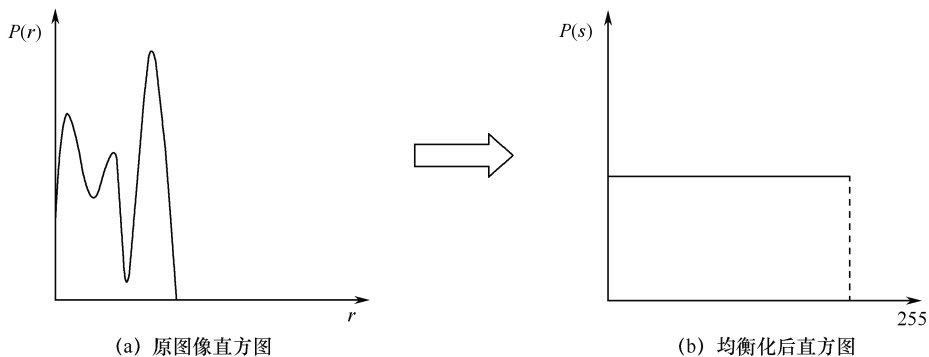


图 7.2.1 直方图均衡示意图

直方图均衡化处理是以累积分布函数变换法为基础的直方图修正法。假定变换函数为

$$s = T(r) = \int_0^r p_r(\omega) d\omega \quad (7.5)$$

其中积分上限函数就是  $r$  的累积分布函数。求  $s$  的概率分布：

$$\begin{aligned} p_s(s) &= p_r(r) \cdot \frac{d}{ds} [T^{-1}(s)] = \left[ p_r(r) \cdot \frac{dr}{ds} \right]_{r=T^{-1}(s)} \\ &= \left[ p_r(r) \cdot \frac{1}{ds/dr} \right]_{r=T^{-1}(s)} = \left[ p_r(r) \cdot \frac{1}{p_r(r)} \right] = 1 \end{aligned} \quad (7.6)$$

即变换后的变量  $s$  概率密度是均匀分布的。因此，用  $r$  的累积分布函数作为变换函数，可产生一幅灰度级分布具有均匀概率密度的图像。其结果扩展了像素取值的动态范围。

上述方法是以连续随机变量为基础进行讨论的。当灰度级是离散值时，可用频数近似代替概率值，即

$$p_r(r_k) = \frac{n_k}{n} \quad 0 \leq r_k \leq l-1 \quad k = 0, 1, \dots, l-1 \quad (7.7)$$

其中， $l$ 是灰度级的总数目； $p_r(r_k)$ 是取第 $k$ 级灰度值 $r_k$ 的概率； $n_k$ 是图像中 $r_k$ 出现的次数； $n$ 是图像中像素总数。则直方图均衡化离散形式为

$$s_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{n} = \sum_{j=0}^k p_r(r_j) \quad 0 \leq r_j \leq l-1 \quad k = 0, 1, \dots, l-1 \quad (7.8)$$

由于灰度级离散，因此事实上 $s_k$ 还需要进行离散化。

表 7.1 是一幅数字图像进行直方图均衡化的过程示例。

表 7.1 直方图均衡化

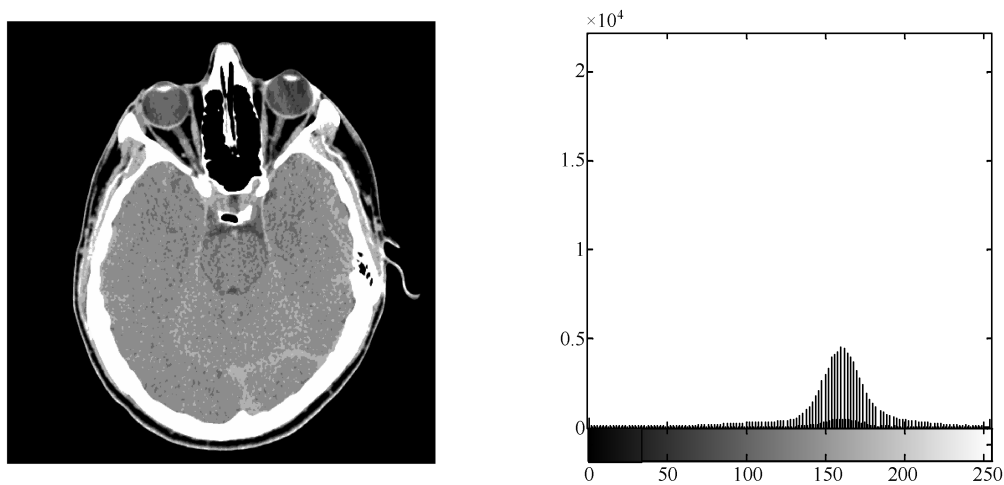
序 号	运 算	步骤和结果							
		0	1	2	3	4	5	6	7
1	列出原始灰度级	0	1	2	3	4	5	6	7
2	列出原始直方图	0.02	0.05	0.09	0.12	0.14	0.2	0.22	0.16
3	计算累积直方图	0.02	0.07	0.16	0.28	0.42	0.62	0.84	1.00
4	灰度级量化	0	0	1	2	3	4	6	7
5	确定映射关系	0—0	1—0	2—1	3—2	4—3	5—4	6—6	7—7
6	计算新直方图	0.07	0.09	0.12	0.14	0.2	0	0.22	0.16

直方图均衡化方法有以下两个特点：

① 根据各灰度级别出现频率的大小，对各个灰度级别进行相应程度的增强，即各个级别之间的间距相应增大。因此，这种方法对于对比度较弱的图像进行处理是很有效的。

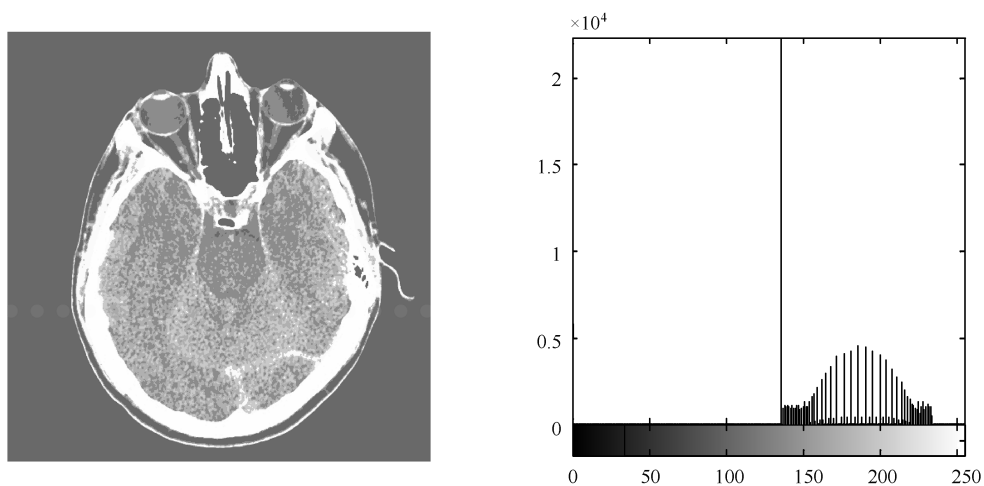
② 因为直方图是近似的概率密度函数，所以用离散灰度级作变换一般得不到完全平坦的结果。另外，变换后的灰度级可能会减少，这种现象叫做“简并”现象。由于简并现象的存在，处理后的灰度级总是要减少的，这是像素灰度有限的必然结果。由于上述原因，数字图像的直方图均衡只是近似的。

对图像进行不同灰度等级的直方图均衡化变换，如图 7.2.2 所示。

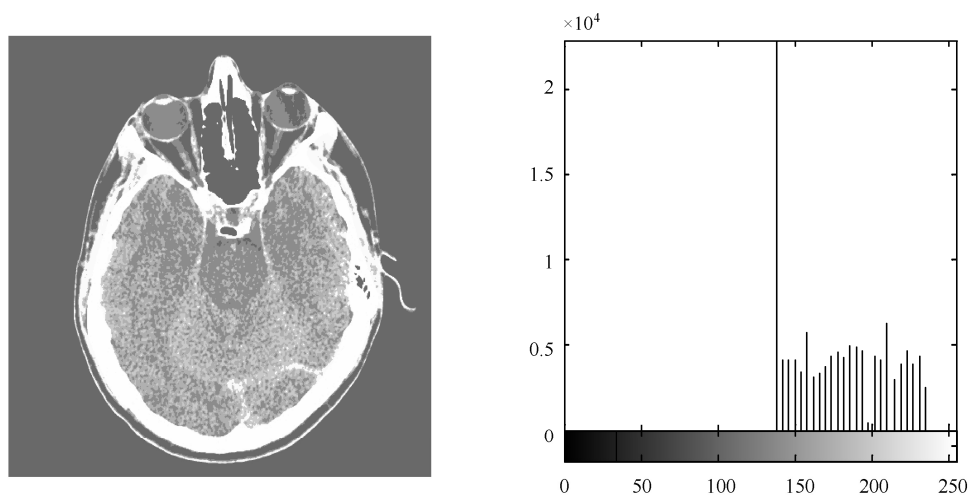


(a) 原始图像及其直方图

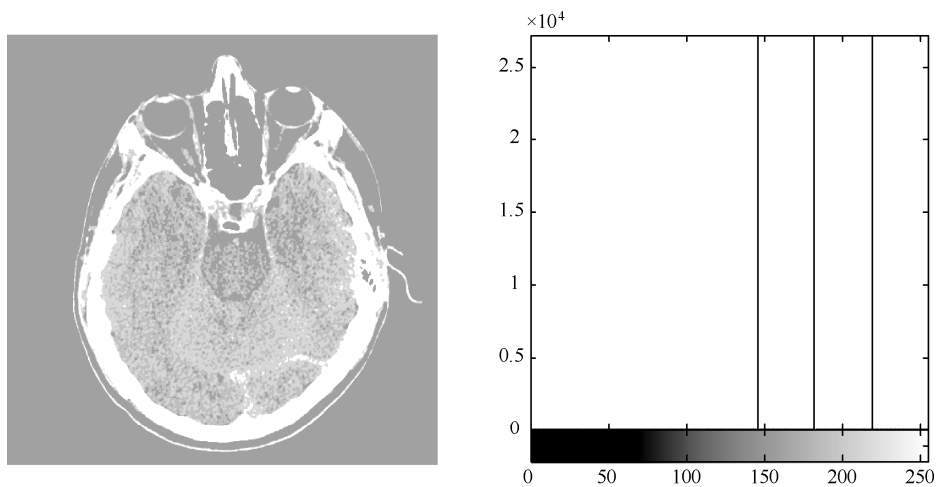
图 7.2.2 直方图均衡化变换



(b) 均衡化图像 (灰度等级数为256)



(c) 均衡化图像 (灰度等级数为64)



(d) 均衡化图像 (灰度等级数为8)

图 7.2.2 直方图均衡化变换 (续)



### 7.2.3 直方图规定化

直方图均衡化能自动地确定变换函数,该函数寻求产生有均匀直方图的输出图像。当需要自动增强时,这是一个好方法,因为由这种技术得到的结果可预知,并且这种方法操作简单。我们在本节中还指出,对于某些应用,采用均匀直方图的基本增强并不是最好的方法,尤其是有时可以指定希望处理的图像所具有的直方图形状。这种用于产生处理后有特殊直方图的图像方法,称为直方图匹配或直方图规定化处理。

在这里, $r$ 和 $z$ 分别代表输入和输出(已处理)图像的灰度级。从输入图像估计 $P_r(r)$ ,而 $P_z(z)$ 为希望输出图像具有的规定直方图的分布律。令 $s$ 为一个随机变量,且有

$$\begin{aligned} s_k &= T(r_k) = \sum_{j=0}^k P_r(r_j) \\ &= \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{n} \quad k=0,1,2,\dots,L-1 \end{aligned} \quad (7.9)$$

其中, $n$ 为图像中像素数总和, $n_j$ 为灰度级为 $r_j$ 的像素数量, $L$ 为离散灰度级的数量。定义 $z$ 为一个随机变量,由给定的 $P_z(z_i)$  ( $i=0,1,2,\dots,L-1$ )可得

$$v_k = G(z_k) = \sum_{i=0}^k P_z(z_i) = s_k \quad k=0,1,2,\dots,L-1 \quad (7.10)$$

由这两个等式可得

$$G(z) = T(r) \quad (7.11)$$

因此, $z$ 必须满足下列条件

$$z_k = G^{-1}[T(r_k)] \quad k=0,1,2,\dots,L-1 \quad (7.12)$$

或

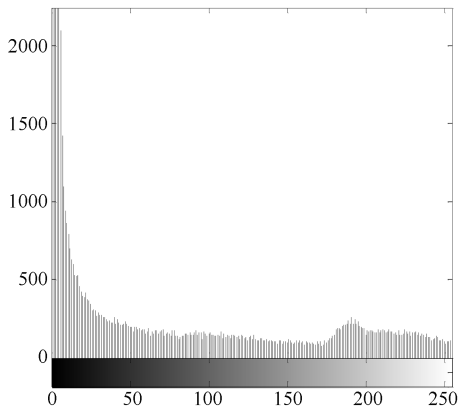
$$z_k = G^{-1}(s_k) \quad k=0,1,2,\dots,L-1 \quad (7.13)$$

式(7.9)~式(7.13)是数字图像处理直方图匹配的基本公式。式(7.9)是基于原始直方图,从原始直方图灰度级到对应灰度级 $s_k$ 的映射,该原始图像的直方图从图像的像素计算得到。式(7.10)从给定的直方图 $P_z(z)$ 计算变换函数 $G$ 。最后,式(7.12)和式(7.13)给出了此直方图所希望的灰度级(近似)。

图7.2.3通过先对图像进行均衡化,再进行规定化处理以达到图像增强的目的。

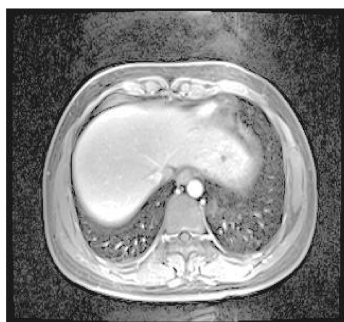


(a) 原始图像

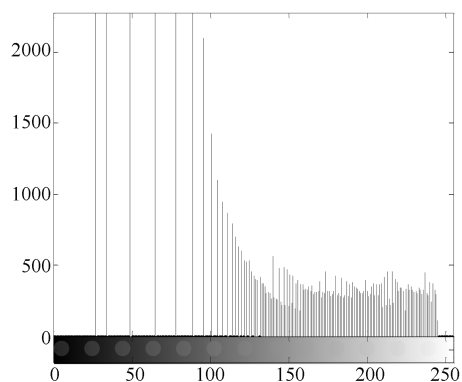


(b) 原始图像直方图

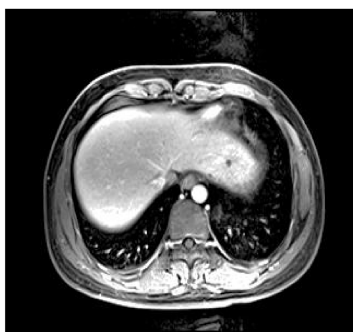
图 7.2.3 直方图规定化



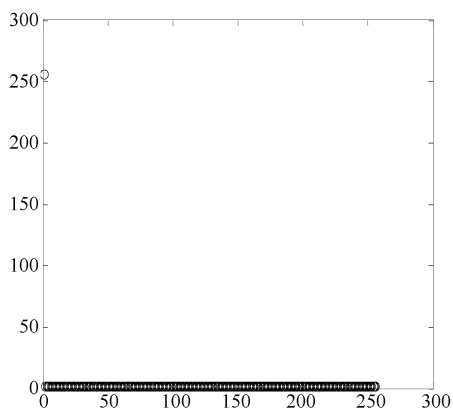
(c) 均衡化后图像



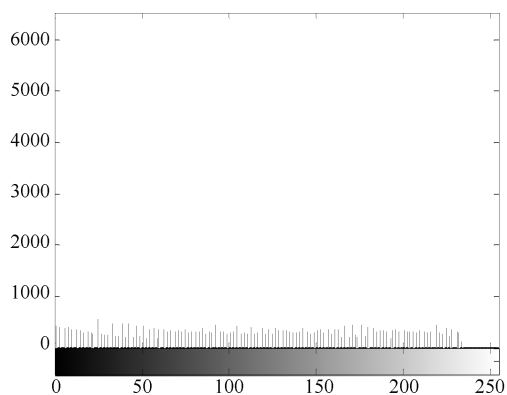
(d) 均衡化后直方图



(e) 规定化的图像



(f) 规定化图像直方图



(g) 规定化后图像的直方图

图 7.2.3 直方图规定化 (续)

## 7.3 医学图像的空域滤波增强

### 7.3.1 空间滤波增强的概述

空域滤波是在图像空间中借助模板进行邻域操作完成的，各种空域滤波器根据功能主要分成平滑滤波器和锐化滤波器两类。图像平滑的目的主要是消除图像中的噪声，而图像的锐化则是为了增强被模糊的细节，如图像的边缘等。因此，在图像增强中主要用到两类空间滤波器。

#### 1) 平滑滤波器

平滑滤波器主要用来减弱或消除图像中的噪声成分，从而提高图像的信噪比。平滑滤波器类似于后面讲到的频域中的低通滤波器。因为高频分量对应图像中的区域边缘与噪声等灰度值具有较大、较快变化的部分，滤波器将噪声减弱或消除的同时，也会减弱图像的边缘信息。

#### 2) 锐化滤波器

锐化滤波器主要用来通过增强图像的边缘信息，突显图像中感兴趣区域的轮廓。平滑滤波器类似于后面讲到的频域中高通滤波器。由于图像中的边缘信息与噪声都处在高频成分，因此，锐化滤波器将图像边缘锐化的同时，也会降低图像的信噪比。

尽管这些滤波器的功能不同，但在空域实现这些功能的方式都是相似的，即都是利用模板与图像做卷积运算。下面分别介绍空域内的平滑滤波器和锐化滤波器。

### 7.3.2 空间域平滑

空间域平滑常采用各种平滑滤波器来对图像进行减少图像噪声的处理。

#### 1) 均值滤波法

这是一种在空间域对图像进行简单平滑处理，其原理就是用某像素邻域内的各点灰度值的平均值代替该像素的原值。这种处理可以减小图像灰度的“尖锐”变化。由于图像噪声一般为“尖锐”变换的白噪声，所以均值滤波一般用来处理图像中的噪声。

一个典型的均值滤波器是它的各元素值相等，且各元素的和为 1，如图 7.3.1 所示。

另外一种均值滤波器，它采取加权平均的方式，即不同的掩膜元素具有不同的权值，从而突出了一些像素的重要性，如图 7.3.2 所示的  $3 \times 3$  掩膜，处于掩膜中心位置的像素较距离掩膜中心较远的其他像素更重要。这样做可以在降低噪声的同时，减轻平滑处理所带来的边缘信息模糊效应。

1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9

图 7.3.1 均值滤波器 1

1/16	2/16	1/16
2/16	4/16	2/16
1/16	2/16	1/16

图 7.3.2 均值滤波器 2

均值滤波法的优点：容易实现对噪声的抑制；缺点：容易使目标轮廓变得模糊，而且会减弱有用的细节信息。

## 2) 中值滤波法

中值滤波法是一种非线性滤波。这种方法运算简单，对孤立噪声的平滑效果比均值滤波方法好，而且它能较好地保护图像边界，到那时这种算法会使图像失掉细线和小块的目标区域。

中值滤波实际上就是用一个含有奇数个像素的滑动窗口，将窗口的正中点的灰度值用窗口内各点的中值代替。例如，若窗口长度为 5，窗口中像素的灰度值分别为 80、90、200、110、120。按从小到大排列，结果为 80、90、110、120、200，其中间位置上的值为 110。于是原来窗口正中的灰度值 200 就由 110 代替。如果灰度值 200 是一个噪声的尖峰，则将被滤波；如果它是一个有用的信号，那么此方法处理的结果将会造成信号的损失。

中值滤波法是把邻域内所有像素的灰度值从小到大排序，取中间值作为邻域中心像素的输出值。中间值取法如下：当邻域内的像素数为奇数时，取排序后的中间像素的灰度值；当邻域内的像素数为偶数时，取排序后的中间两像素的灰度值的平均值，其选择过程如图 7.3.3 所示。

121	124	133	150	143	117
126	123	145	115	131	132
122	120	167	119	154	145
120	126	124	127	143	150
155	137	123	130	123	155
121	130	132	139	129	154

图 7.3.3 中值滤波示意图

选定  $3 \times 3$  模板，将图 7.3.3 中黑框中的像素值从小到大排序为：115、119、120、123、124、126、127、145、167，因此该邻域的中值选择为 124 替代原图黑框中的 167。按照这种算法方式遍历图像中的所有像素点，便完成了对图像的中值滤波处理。当模板中心像素点处在边缘像素时，模板会超出图像范围，在这种情况下，图像边缘上的像素点保留原值即可。中值滤波的突出优点是在消除噪声的同时，还能防止边缘模糊。

对图像进行中值滤波时，通常选择的滤波窗口是方形的（具有奇数行和列），如图 7.3.3 所示。某些情况下也可以选择其他形式的滤波窗口，如线状、十字状和圆环形等。在实际使用窗口时，窗口的尺寸一般先取 3，再取 5，依次增大，直到滤波效果满意为止；对于有缓变的较长轮廓线物体的图像，采用方形或圆形窗口较合适；对于包含尖顶角物体的图像，采用十字形窗口较合适。使用二维中值滤波方法最需要注意的是保持图像中有效的细线状结果。

## 7.3.3 空间域锐化

在图像处理中，把消减图像模糊、突出目标边界与图像细节的增强方法称为图像锐化，因此锐化技术常用于加强图像中的目标边界和图像细节。

图像模糊是常见的图像降质问题。在图像获取、传输及处理过程中有许多因素会使图像变模糊。造成图像模糊的原因很多，例如，在重建过程中由卷积反投影法、迭代算法等引起的模糊，CT 系统扫描过程中投影数据不完全也会造成图像模糊，X 线的散射、环境噪声、部分容积效应等都会使图像变模糊。由于图像模糊，使得图像中的一些重要

信息如图像的边缘细节等难以被识别,这样会给图像判读造成很大困难。

大量研究表明,各种图像变模糊的物理过程的数字模型含有求和、平均或积分运算。在某些场合应用中,可以不必深究图像变模糊具体的物理过程及其数学模型,而根据各种图像变模糊过程都有相加或积分运算这一共同点,在空间域中运用微分运算突出变化以增强图像,基本的方法是在原图像加上一个其微商后的图像,以抵消积分运算带来的图像模糊。由傅里叶变换的微分性质可知,通过在频域中用提升信号高频分量的方法增强图像,也可以处理图像的模糊问题。另外,即使图像可能没有什么模糊失真,在人或机器分析图像时也常常需要突出目标边界和灰度细节。因此,图像锐化的目的是:加强图像轮廓,使图像看起来比较清晰。图像轮廓是灰度陡然变化的部分,包含丰富的空间高频成分,高频分量相对突出,则轮廓清晰。

## 7.4 医学图像的频域滤波增强

我们知道,对图像做傅里叶变换就可以得到它的频谱。在频率域中,零频率分量相当于图像的平均灰度,低频率分量对应于平滑的图像信号,较高频率的分量对应于图像中的细节和边界。通常,我们认为噪声的频率也处于高频分量中,因此,可以通过处理图像的高频部分来平滑图像。反之,去掉低频部分,可实现对图像的锐化和边缘提取。

卷积定理是频域滤波增强的基础,设图像函数  $f(x,y)$  与线性不变算子  $h(x,y)$  的卷积结果是  $g(x,y)$ , 即  $g(x,y) = h(x,y) * f(x,y)$ , 那么根据卷积定理在频域就有

$$G(u,v) = H(u,v)F(u,v) \quad (7.14)$$

其中  $G(u,v)$ 、 $H(u,v)$ 、 $F(u,v)$  分别是  $g(x,y)$ 、 $h(x,y)$ 、 $f(x,y)$  的傅里叶变换,  $H(u,v)$  又称为转移函数。

在具体的增强应用中,  $f(x,y)$  是已知的,变换可以得到  $F(u,v)$ , 所以只要确定转移函数  $H(u,v)$ , 就能得到频率域的增强结果  $G(u,v)$ , 然后对它进行傅里叶反变换, 就能得到最后增强结果  $g(x,y)$ , 这个过程可以用一个公式表达

$$g(x,y) = F^{-1}[H(u,v)F(u,v)] \quad (7.15)$$

根据以上讨论,在频域中进行增强的主要步骤有:

- (1) 计算需要增强图像的傅里叶变换;
- (2) 将其与一个根据需要设计的转移函数相乘;
- (3) 再将结果进行傅里叶反变换,得到增强图像。

常用的频域增强方法有低通滤波和高通滤波。

### 7.4.1 低通滤波器

图像中的边缘和噪声都对应着图像傅里叶变换中的高频部分,所以,在频率域中,通过滤波器转移函数衰减图像的高频信息,而使低频信息畅通无阻地保留下来的过程称为低通滤波器。低通滤波器抑制了反应图像边界特征的高频信息以及包括在高频中的孤立点噪声,起到平滑图像去噪声的增强作用。

理想的低通滤波器的转移函数为

$$H(u,v) = \begin{cases} 1 & D(u,v) \leq D_0 \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (7.16)$$

其中,  $D(u,v)$  是从点  $(u,v)$  到频率原点的距离,  $D(u,v) = \sqrt{u^2 + v^2}$ ;  $D_0$  是一个规定的非负整数, 成为截止频率。传递函数表明, 以  $D_0$  为半径的圆域内所有频率分量无损地通过, 圆域外的所有频率分量被完全滤除。

理想低通滤波器的截止频率  $D_0$  决定于通过滤波器的能量比,  $D_0$  越小, 通过的能量越小。一般来说,  $D_0$  应使得图像中我们感兴趣的细节能量大部分通过, 而截断大部分不感兴趣的部分。然而, 这本身就存在一定的矛盾, 截断部分不仅包括不感兴趣的部分, 还包含感兴趣的部分。一个有效的办法就是通过控制通过的能量比来控制图像的滤波程度。理想低通滤波器只能在数学上清楚地定义出来, 而在实际的电子器件中是不能实现的。

## 7.4.2 高通滤波器

高通滤波器是为了衰减或抑制低频分量, 而保留高频分量的滤波形式。因为边缘及灰度急剧变化部分与高频分量相关联, 在频率域中进行高通滤波将使图像得到锐化处理。

理想的高通滤波器 (IHPF) 的传递函数为

$$H = \begin{cases} 1 & D(u,v) > D_0 \\ 0 & D(u,v) \leq D_0 \end{cases} \quad (7.17)$$

其中,  $D(u,v) = \sqrt{u^2 + v^2}$ , 是频率平面点  $(u,v)$  到频率平面原点  $(0,0)$  的距离;  $D_0$  为频率平面上从原点算起的截至距离, 称为截止频率。

与理想低通滤波器一样, 这种理想高通滤波器也无法用实际的电子器件硬件来实现。

在频域滤波增强算法中, 除了低通和高通滤波算法, 还有一种应用广泛的基于多尺度分析的图像灰度增强方法。

多尺度分析又称为多分辨率分析, 它是由 Mallat 于 1989 年首先提出的。以小波变换为代表的多尺度分析方法, 被认为是分析工具及方法上的重大突破。小波分析在时域或频域上都具有良好的局部特性, 而且由于对高频信号采取逐步精细的时域或空域步长, 从而可以聚焦到分析对象的任意细节。该领域内有许多研究成果, 如基于小波域的软阈值噪声图像增强、基于小波变换的自适应增强算法等。

## 7.5 其他图像增强算法

### 7.5.1 数学形态学灰度增强方法

数学形态学是用具有一定形态的结构元素去量度和提取图像中的对应形状, 以达到对图像分析和识别的目的。它的数学基础是集合论, 最基本的形态学算子有腐蚀、膨胀、开和闭。应用数学形态学技术进行图像灰度增强时, 可以利用数学形态学算子有效地去除噪声, 同时又可以增强图像中原有信息, 如基于自适应邻域膨胀技术的直方图均衡化方法等。

### 7.5.2 模糊增强方法

近年来不少学者致力于把模糊集理论引入图像处理和识别技术的研究。由于图像本身的复杂性，多灰度分布所带来的不确定性和不精确性（即模糊性），使得用模糊集合理论进行图像处理成为可能。另外，模糊集方法和神经网络、遗传算法结合用于图像灰度增强的方法正在研究之中。

由于增强后的图像质量好坏主要依靠人的视觉来评定，而视觉评定是一种高度的主观处理，为了一种特定的用途而采用一种特定的处理方法，得到一幅特定的图像，对其质量的评价方法和准则也是特定的，因此，很难对各种处理定出一个通用的标准，也就是说任何一种图像灰度增强算法都只是在特定的场合下可以达到较为满意的增强效果。作为图像处理的重要组成部分，传统的图像增强算法对于改进图像质量发挥了重要的作用，随着对图像增强技术研究的不断深入，新的图像灰度增强算法则不断出现。

## 第8章 图像分割

医学图像分割是提取影像中特殊组织从而进行定量和定性分析及可视化必不可少的环节。在医学图像处理中图像分割有着广泛的应用，如组织结构分析、运动分析、三维可视化、图像引导手术、肿瘤放射治疗、治疗评估等研究中都是假设已对图像进行了准确分割，或以图像分割为基础的。目前国内外有关医学图像分割算法的研究成果非常丰富，但鉴于医学图像本身的复杂性和多样性以及临床应用对医学图像分割的准确度和处理速度要求较高，目前的分割算法还远未达到要求，所以医学图像分割算法的研究仍是医学图像处理与分析的热点。本章首先介绍了医学图像分割的概念，然后详细讨论了几种经典的图像分割方法。最后，简单介绍了对图像分割效果的评价方法。

### 8.1 医学图像分割概念

广义上讲，图像分割是根据图像的某些特征或特征集合的相似性对图像像素进行聚类，把图像平面划分成若干个具有某些一致性的不重叠区域，使得同一区域中的像素特征具有一致性，而不同区域间像素的特征具有非一致性。这里的特性可以是像素的灰度、颜色、纹理等。

从集合的角度来讲，图像分割的定义如下：

设整个图像空间为一集合  $R$ ，根据选定的一致性准则  $P$ ， $R$  被划分为互不重叠的非空子集  $\{R_1, R_2, \dots, R_n\}$ ，这些子集必须满足下述条件：

- ①  $\bigcup_{i=1}^n R_i = R$ ；
- ② 对所有的  $i$  和  $j$ ，有  $R_i \cap R_j = \phi$  ( $i \neq j$ )；
- ③ 对  $i=1, 2, 3, \dots, n$  有  $P(R_i)=\text{TRUE}$ ；
- ④ 对  $i \neq j$ ，有  $P(R_i \cup R_j)=\text{FALSE}$ ；
- ⑤ 对  $i=1, 2, 3, \dots, n$ ， $R_i$  是连通区域。

其中， $P(R_i)$  是对所有在集合  $R_i$  中元素的逻辑谓词， $\phi$  是空集。

上述条件①表明所有被分割的子区域组合为整幅图像，即图像中每个像素都被分进某一子区域中。条件②表明各子区域间不交叠。条件③表明每个子区域都符合一致性准则。条件④保证任何两个不同子区域具有某种不同特性。条件⑤则要求同一个子区域内的像素连通。其中所有的像素都应该符合分割准则  $P$ ，由它来确定各区域元素的相同特性。

上述定义明确了分割的概念，且对分割操作具有指导作用。条件①和条件③说明正确的分割准则应适用于所有区域和所有像素，条件②和条件④说明合理的分割准则应该能够帮助确定各区域像素的特性，而条件⑤说明完整的分割准则应直接或间接地对区域内像素的连通性有一定要求或限定。最后指出，在实际应用中图像分割不仅是要把一幅图像分成满足以上五个条件的各具特性的区域，而且需要把其中感兴趣的目标区域提取



出来，只有这样才是真正完成了图像分割任务。

## 8.2 边缘检测技术

边缘检测技术是最早研究的图像分割技术之一，其依据是区域边缘上的像素灰度值变化剧烈，通过检测不同均匀区域之间的边缘来解决图像分割问题。边缘检测技术可按照对像素处理方式的不同分为串行边缘检测技术和并行边缘检测技术。串行边缘检测技术指：确定当前像素是否属于欲检测边缘取决于先前像素的验证结果；并行边缘检测技术指：某像素是否属于欲检测边缘取决于当前正在检测的像素以及其相邻像素，即该模型可同时用于图像中的所有像素。

边缘属于局部概念，它是一组位于两个区域边界上相连像素的集合。图 8.2.1 (a) 给出了一种理想的数字边缘模型。实际上，由于图像采集技术不完善使获得的图像边缘存在模糊，所以用“类斜面”的数字模型模拟边缘更为准确，如图 8.2.1 (b) 斜坡数字模型所示。因此我们可以定义“边缘宽度”的概念，即从初始灰度级跃变到最终灰度级的斜坡长度，此长度取决于斜坡的斜度并受边缘模糊程度的影响。分别利用一阶导数和二阶导数处理上述斜坡数字边缘模型，其结果如图 8.2.2 所示（图 8.2.2 为图 8.2.1 (b) 斜坡数字边缘模型及相应的一阶、二阶导数）。显然，一阶导数可用来检测图像中某一像素是否是边缘像素；二阶导数可以用来判断某个边缘像素是在边缘暗的一边还是在边缘亮的一边。对图像的每条边缘，二阶导数生成一个正值和一个负值，连接这两个值的虚构直线将在边缘中点附近穿过零点。注意，二阶导数的这个过零点性质对于确定粗边缘的中心非常有用。

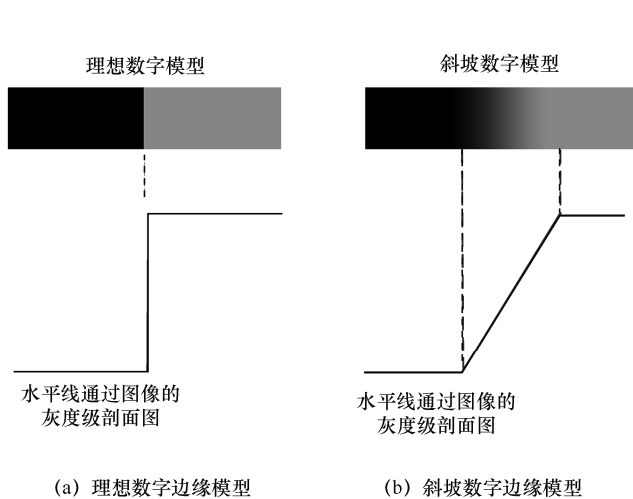


图 8.2.1 两种图像边缘模拟图

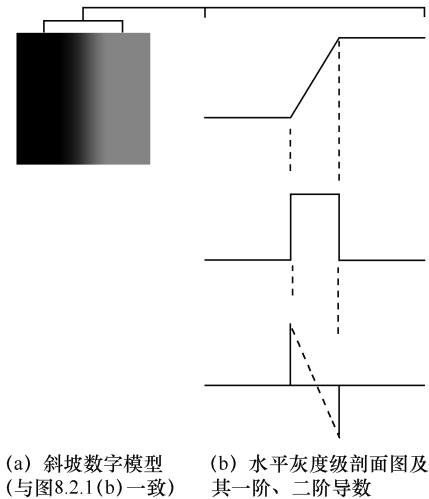


图 8.2.2 斜坡数字模型及导数图

### 8.2.1 并行边缘检测技术

边缘是图像灰度值不连续的结果，这种不连续性可以利用导数检测到。在数字图像中利用差分来近似微分进行求解，借助空域微分算子卷积实现边缘检测。下面介绍几种

简单的微分算子。

### 1) 梯度算子（一阶微分算子）

梯度对应一阶导数，即梯度算子是一阶导数算子。对一个连续函数  $f(x,y)$ ，它在位置  $(x,y)$  的梯度可表示为一个矢量

$$\nabla f = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (8.1)$$

从向量分析中可知，梯度向量指向坐标为  $(x,y)$  的  $f$  最大变化率方向。这个矢量的幅度（常简称为梯度）和方向角分别为

$$\nabla f = \text{mag}(\nabla f) = \left[ G_x^2 + G_y^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (8.2)$$

$$\alpha(x,y) = \arctan \left( \frac{G_y}{G_x} \right) \quad (8.3)$$

其中偏导数需对每个像素计算，在实际中常用小区域模板卷积来近似计算，用绝对值对梯度进行近似即  $\nabla f \approx |G_x| + |G_y|$ 。对  $G_x$  和  $G_y$  各用一个模板，也就是将两个模板组合起来构成一个梯度算子。根据模板的大小和其中元素值的不同，有多种不同的算子。最简单的梯度算子是罗伯特交叉（Roberts cross）算子，如式（8.4）所示，由两个  $2 \times 2$  模板组成，模板形式如图 8.2.3（a）所示。

$$\begin{aligned} R(x,y) &= |G_x| + |G_y| \\ G_x &= |f(x+1,y+1) - f(x,y)| \\ G_y &= |f(x,y+1) - f(x+1,y)| \end{aligned} \quad (8.4)$$

由于  $2 \times 2$  的模板没有清楚的中心点很难被应用。比较常用算子是 Prewitt 算子和 Sobel 算子，如式（8.5）和（8.6）所示，模板形式如图 8.2.3（b）和图 8.2.3（c）所示，它们都由两个  $3 \times 3$  的模板组成。

Prewitt 算子定义为：

$$\begin{aligned} P(x,y) &= |G_x| + |G_y| \\ G_x &= f(x+1,y-1) + f(x+1,y) + f(x+1,y+1) - f(x-1,y-1) - f(x-1,y) - f(x-1,y+1) \\ G_y &= f(x-1,y+1) + f(x,y+1) + f(x+1,y+1) - f(x-1,y-1) - f(x,y-1) - f(x+1,y-1) \end{aligned} \quad (8.5)$$

Sobel 算子定义为：

$$\begin{aligned} S(x,y) &= |G_x| + |G_y| \\ G_x &= f(x+1,y-1) + 2f(x+1,y) + f(x+1,y+1) - f(x-1,y-1) - 2f(x-1,y) - f(x-1,y+1) \\ G_y &= f(x-1,y+1) + 2f(x,y+1) + f(x+1,y+1) - f(x-1,y-1) - 2f(x,y-1) - f(x+1,y-1) \end{aligned} \quad (8.6)$$

算子运行时采取类似卷积的方式，将模板在图像上移动并在每个位置上计算对应中心像素的梯度值，即对一幅灰度图像求梯度所得的结果是一幅梯度图。图 8.2.4 给出

一幅肺部 CT 图像的常用梯度算子检测结果，其中图 8.2.4 (a) 为原始的肺部 CT 图像，图 8.2.4 (b)、图 8.2.4 (c)、图 8.2.4 (d) 分别为利用 Roberts 算子、Prewitt 算子和 Sobel 算子处理得到的结果图。

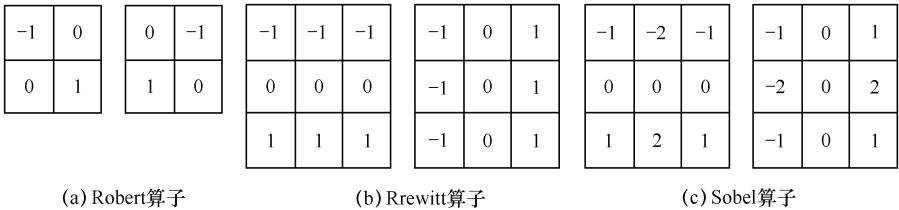


图 8.2.3 几种常用梯度算子模板

Robert 算子基于可通过任意一对互相垂直方向上的差分来计算梯度的原理，采用两对角线方向相邻像素之差近似梯度幅值来检测边缘。它检测斜向边缘的效果好于水平和垂直边缘，具有计算简单、定位精度高、对噪声敏感等诸多特点。Sobel 算子、Prewitt 算子比 Robert 算子的抗噪声能力要强一些，这是因为 Sobel 算子和 Prewitt 算子是 8 邻域算子，而 Robert 算子是一个 4 邻域算子，并且 Sobel 算子对噪声具有一定的平滑作用，能提供较为精确的边缘方向信息，但它同时也会检测出许多的伪边缘，边缘定位精度不够高。在处理图像时可以根据具体问题，构造合适的算子。

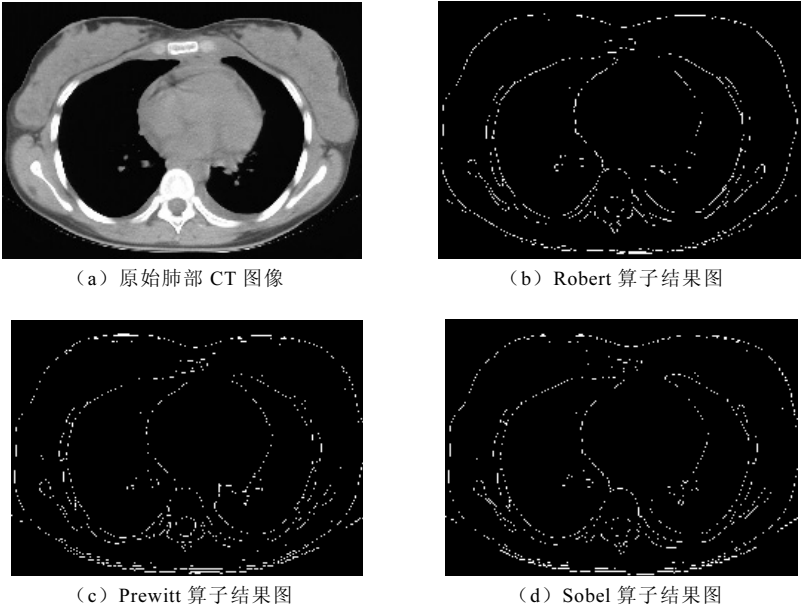


图 8.2.4 梯度分割示例图

### 2) 拉普拉斯算子 (二阶微分算子)

拉普拉斯 (Laplacian) 算子是一种二阶微分算子，对一个连续函数  $f(x,y)$ ，它在位置  $(x,y)$  的拉普拉斯值定义如下：

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (8.7)$$

函数的拉普拉斯值除可用式 (8.7) 求得外, 还可借助模板求得。对模板的基本要求是, 对应中心像素的系数为正, 中心像素的邻近像素系数为负, 且它们的和为零。常用的两种模板见图 8.2.5 所示。实际中, 我们常根据二阶微分算子过零点的性质 (参见图 8.2.2) 来确定其边缘位置。

0	-1	0	-1	-1	-1
-1	4	-1	1	8	-1
0	-1	0	-1	-1	-1

图 8.2.5 常用的两种拉普拉斯算子模板

拉普拉斯算子很少直接用于边缘检测, 主要是因为 Laplacian 算子对图像噪声非常敏感, 容易产生双边缘并且 Laplacian 算子不能检测边缘的方向。拉普拉斯算子易受噪点影响, 为减少噪点敏感度, 可使用高斯型拉普拉斯 (Laplacian of Gaussian, LOG) 算子。LOG 算子首先对图像进行高斯平滑, 然后进行拉普拉斯运算。因为高斯函数可减少噪点, 因此该算子对噪点不太敏感, 且拉普拉斯模板可使检测到假边缘的概率减到最小。用于卷积的 LOG 函数可定义为

$$\text{LOG}(x, y) = \frac{1}{\pi\sigma^4} \left[ 1 - \frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2} \right] e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}} \quad (8.8)$$

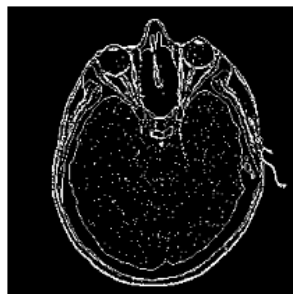
实现 LOG 边缘检测器的  $5 \times 5$  卷积模版如图 8.2.6 所示。图 8.2.7 显示了对脑部图像进行基于高斯型拉普拉斯 (LOG) 算子的边缘检测结果。

0	0	-1	0	0
0	-1	-2	-1	0
-1	-2	16	-2	-1
0	-1	-2	-1	0
0	0	-1	0	0

图 8.2.6 高斯型拉普拉斯算子 (LOG) 近似的  $5 \times 5$  模板



(a) 原始图像



(b) LOG 算子处理图像

图 8.2.7 高斯型拉普拉斯示例图

### 3) 哈夫变换

由于噪声、不均匀光照等影响, 通过各种算子得到的边缘常不连续。通常使用边缘检测算子后紧接着进行边缘连接处理, 从而将边缘像素组合成有意义的边缘。本节将介绍一种边界闭合技术——哈夫 (Hough) 变换, 它是一种利用图像全局特性而将边缘像素连接起来组成封闭边界的方法。在已知区域形状的情况下, 利用 Hough 变换可得到连接好的边缘。Hough 变换的主要优点是受噪声和曲线间断影响较小, 可直接检测某些已知形状的目标, 并有可能确定边界至亚像素级精度。

二维空间直角坐标系下, 像素点的坐标由  $(x, y)$  表示, 通过该像素点的斜截式方程为  $y = ax + b$ , 可将其改写为  $b = -ax + y$ , 该式可表示成参数空间  $ab$  平面上的一条直线。由此可以看出, 图像空间中的一点对应参数空间中的一条直线, 这种关系称为点—直线对偶性。

假设图像空间中有共线的两点  $(x_i, y_i)$ ,  $(x_j, y_j)$ , 在参数空间中则有两条与之对应的直线相交于  $(a', b')$  点。 $a'$  是斜率,  $b'$  是  $xy$  平面上包含点  $(x_i, y_i)$  和  $(x_j, y_j)$  的直线的截距。实际上, 在图像空间中的这条直线所包含的所有点都经过点  $(a', b')$ 。利用图 8.2.8 说明这些概念。

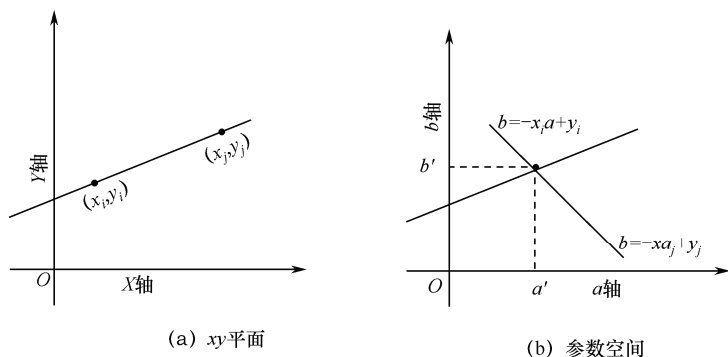


图 8.2.8 两个坐标系

Hough 变换就是将图像空间中直线的检测问题转换成参数空间中的累加问题, 如图 8.2.9 所示。具体的累加方法如下:

$(a_{\max}, a_{\min})$  和  $(b_{\max}, b_{\min})$  分别为斜率和截距值期望的范围。位于坐标  $(i, j)$  的单元具有累加值  $A(i, j)$ ,  $A(i, j)$  的初值为 0, 并对应于参数空间坐标  $(a_i, b_j)$  相关的矩形。

然后, 对图像空间中的每个点  $(x_k, y_k)$ , 在  $a$  轴从左向右逐个取值, 计算相应的  $b$  值。得到图像空间中全部点的二维  $ab$  直方图累加。累计最大数目的单元  $A_{\max}$  对应的  $a_0, b_0$  就是所求图像空间中直线的斜率和截距。以此参数便可以绘制出连续线段。需要注意的是,  $ab$  平面中划分的网格数目决定了点共线性的精确度。

用等式  $y = ax + b$  表示一条直线时, 当直线接近垂直, 其斜率会接近无限大。解决这一难点的一种方法是使用直线的标准式如下:

$$x \cos \theta + y \sin \theta = \rho \quad (8.9)$$

图 8.2.10 (a) 为式 (8.9) 参数的几何解释。使用标准式构造一个累加器的表与使用斜截式方法一样。然而与斜截式直线不同, 标准式的轨迹是  $\rho\theta$  平面上的正弦曲线。

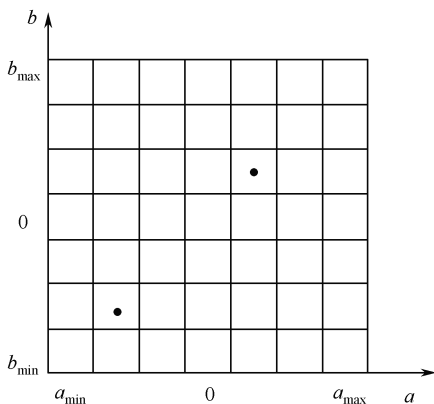


图 8.2.9 用于哈夫变换的参数平面的进一步分解

在  $x \cos \theta_j + y \sin \theta_j = \rho_i$  上的共线点集  $Q$  生成参量空间中交于点  $(\rho_i, \theta_j)$  的  $Q$  的正弦曲线。 $\theta$  的增加和对应的  $\rho$  的求解给出了由  $(\rho_i, \theta_i)$  决定的单元相关累加器  $A(i, j)$  中  $Q$  的输入。图 8.2.10 (b) 表示参数空间的划分。

角  $\theta$  的取值范围为  $\pm 90^\circ$ ，以  $x$  轴为基准。因此参考图 8.2.10(a)，水平线的角度  $\theta = 0^\circ$ ， $\rho$  等于正的  $x$  截距。同样，垂直线的角度为  $\theta = 90^\circ$ ， $\rho$  等于正的  $y$  截距，或  $\theta = -90^\circ$ ， $\rho$  等于负的  $y$  截距。

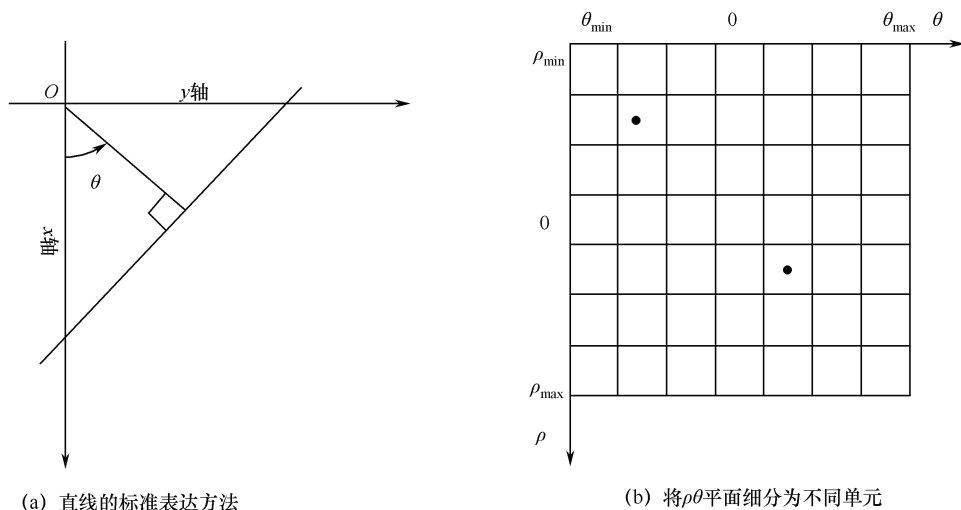


图 8.2.10  $\rho\theta$  参数表示直线

在  $(x, y)$  坐标系中，通过公共点的一簇直线，映射到  $(\rho, \theta)$  坐标系中便成为一个点；在  $(x, y)$  坐标系中共线的点映射到  $(\rho, \theta)$  坐标系中为共点的一簇曲线。Hough 变换使不同坐标系中的线和点建立了一种对应关系。

在边缘连接问题上 Hough 变换的连接方法可以如下所述：

- ① 将图像变换成二值图像；
- ②  $\rho\theta$  平面内细分；
- ③ 在像素高度集中的地方检验累加器单元的数目；
- ④ 检验选择的单元中像素之间的关系，主要是连续关系。

在预先已知区域形状的情况下，利用 Hough 变换可很方便地得到边界曲线。它的缺点是曲线形状必须要用参数曲线方程描述。图 8.2.11 给出一个用 Hough 变换检测圆的例子。图 8.2.11 (a) 是一个尺寸为  $256 \times 256$  灰度级为 256 的仿真图像，目标圆的灰度值为 160，半径为 80，背景灰度值为 96，并在仿真图上叠加了  $[-48, 48]$  之间均匀分布的随机噪声。本实例借助此仿真图像实现 Hough 变换的初步应用。首先利用 Sobel 算子检测边缘点得到如图 8.2.11 (b) 所示的边缘检测图，然后对图 8.2.11 (b) 的像素坐标值在参数空间累加器计数，累加结果如图 8.2.11 (c) 所示。其中最亮点的坐标就是用 Hough 变换找出的圆心位置，根据已知半径 (80) 和得到的圆形坐标绘出圆形对象 8.2.11 (d)。与原始仿真图像相减得到的差值图像 8.2.11 (e) 实际是人工添加的噪声，这一结果表明 Hough 变换具有抗噪性能并能够从获得图形边缘。

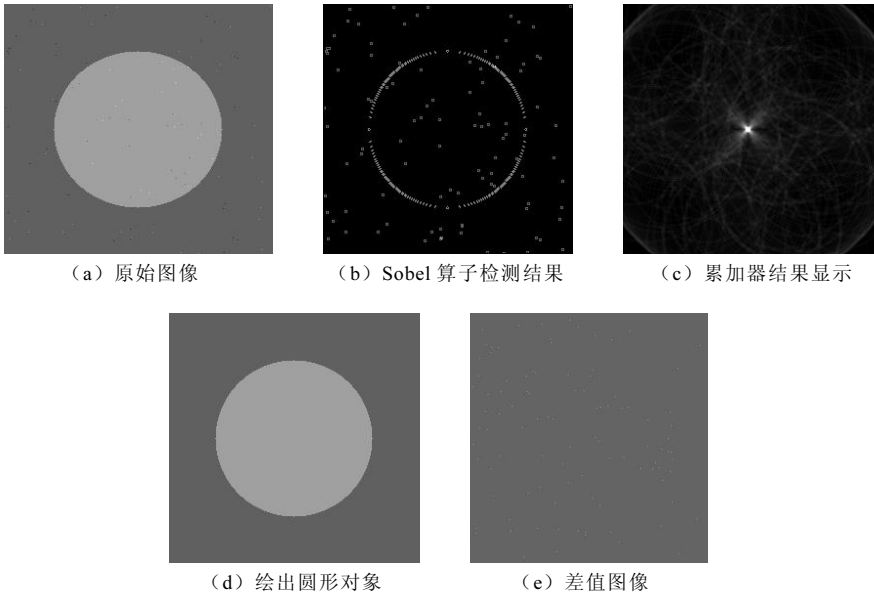


图 8.2.11 Hough 实例图

### 8.2.2 串行边缘检测技术

最有代表性的串行边缘检测技术是将边缘问题转化为图论中寻求最小代价路径的问题。为求最小代价通常采用贪婪法和动态规划的优化方法。贪婪法是在图中进行全局搜索找到对应的最小代价路径，这种方法计算量大。相对而言，动态规划方法则为加快运算速度只求次优解。下面对通过图论技术进行全局搜索的方法做简单介绍。

图  $G=\{N,U\}$  由一个有限非空节点集  $N$  和一个无序节点对集  $U$  组成。集  $U$  中的每一对  $(n_i,n_j)$  称为一条弧，如果图中的一条弧是从一个节点指向另一个节点即是有向的则称该弧为有向弧，该图为有向图。若有向弧是从节点  $n_i$  指向  $n_j$ ，则称  $n_j$  为父节点  $n_i$  的后继节点。确定节点的后继节点的过程称为节点展开或节点扩展。在每幅图中为节点定义不同的级别，第 0 级只含一个节点称为根节点，最后节点称为目的点。对任意一条弧都可定义一个代价  $c(n_i,n_j)$  与弧  $(n_i,n_j)$  相联系。节点序列  $n_1,n_2,\cdots,n_k$  称为  $n_1$  到  $n_k$  的路径，其中每个节点  $n_i$  是节点  $n_{i-1}$  的后继节点。整条路径的代价为

$$c = \sum_{i=2}^k c(n_{i-1},n_i) \tag{8.10}$$

定义边缘元素为像素  $p$  和  $q$  之间的边界，如图 8.2.12 所示

边缘元素由  $p$  和  $q$  两点的坐标来识别。换言之，边缘元素由图 8.2.12 中点对  $(x_p,y_p)$  和  $(x_q,y_q)$  定义，而边缘则定义为相连的边缘元素序列。

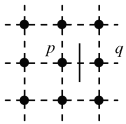


图 8.2.12 像素  $p$  和  $q$  之间的边缘元素

图 8.2.13 说明如何利用上述概念进行边缘检测。图 8.2.13(a) 是一个  $3\times 3$  的图像区域，中括号内的值代表各像素的灰度值，边框外的数值是像素的坐标。每条由像素  $p$  和  $q$  定义的边缘元素对应代价为

$$c(p, q) = H - [f(p) - f(q)] \quad (8.11)$$

其中,  $H$  为图像中的最大灰度值,  $f(p)$  和  $f(q)$  分别是像素点  $p$ 、 $q$  的灰度值。此处定义的代价函数与像素间灰度差的关系为灰度差小则代价大, 灰度差大则代价小。根据这个代价函数寻找最小代价就可检测出如图 8.2.13 (b) 所示的最小代价路径的边缘。图 8.2.14 给出了寻找最小代价的搜索图。

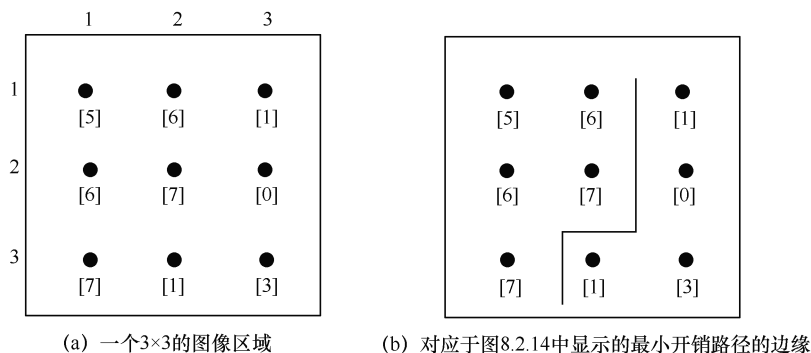


图 8.2.13 寻找最小代价路径示例图

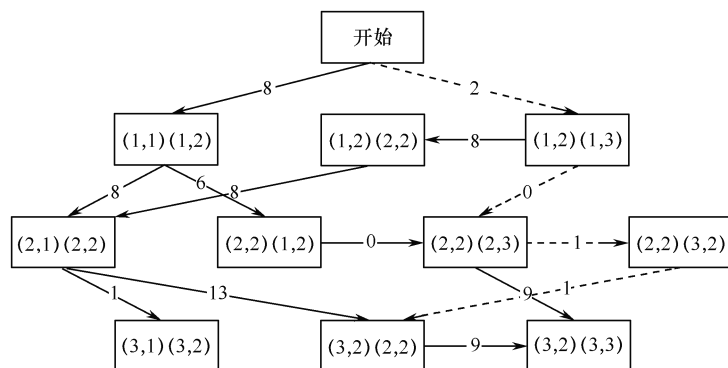


图 8.2.14 用于边缘检测的搜索图

如图 8.2.14 所示的搜索图, 每个节点 (矩形) 对应一个边缘元素。矩形中的两对数分别代表边缘元素两边的像素坐标。边框加粗的矩形代表目的节点。如果两个节点是前后连接的, 则所对应的前后两个节点之间用箭头相连。箭头线上的数字代表边缘元素的代价。最小代价路径用虚线表示。

如何寻找最小代价路径非常关键, 不同的搜索策略会对应不同的方法, 比如边界跟踪、动态规划和曲线拟合等方法。显然上述方法是牺牲速度的最优性方法。

概括地讲, 采用串行方法对目标边界检测的步骤如下:

① 确定起始点;

② 选择搜索策略, 确定先前的结果对选择下一个检测像素和下一个结果的影响, 并根据一定机理依次检测新的边界点;

③ 设定终止条件。

串行边缘检测技术不会出现伪边界和断边现象但是时间成本高。



## 8.3 阈值分割技术

阈值分割是一种古老、简单却非常有效的图像分割技术。所谓的阈值法就是选用一个（如图 8.3.1 (a)）或几个阈值将图像（如图 8.3.1 (b)）的灰度级分为几个部分，认为属于同一个部分的像素属于同一物体。阈值法可分为全局阈值法和局部阈值法两种。假设一幅图像由亮对象和暗背景两部分组成，其灰度直方图如图 8.3.1 (a) 所示。显然，在如图所示的位置选取阈值  $T$  可将对象和背景分开，将灰度值大于  $T$  的像素点归为对象，其余的像素点归为背景。用式 (8.12) 表达为

$$g(x,y) = \begin{cases} 1, & f(x,y) > T \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (8.12)$$

其中  $g(x,y)$  为分割后得到的二值图像； $f(x,y)$  为原始图像。由此可见，在阈值分割中确定阈值很关键，合适的阈值可以方便地将图像分割开。

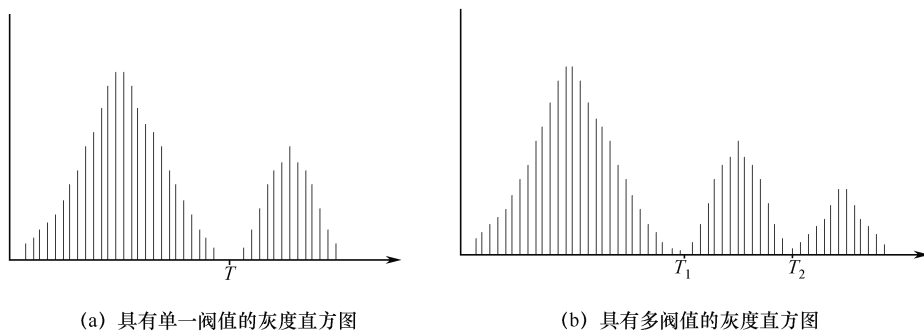


图 8.3.1 两个灰度直方图（横轴为灰度值）

阈值选取一般可写为下式：

$$T = T[x, y, f(x, y), p(x, y)] \quad (8.13)$$

其中， $f(x,y)$  是在像素点  $(x,y)$  处的灰度值， $p(x,y)$  是该点邻域的某种局部性质。即  $T$  一般是  $(x,y)$ ， $f(x,y)$  和  $p(x,y)$  的函数。借助式 (8.13) 可以将阈值分割方法分为三类：

- ① 仅根据  $f(x,y)$  来选取阈值，所得的阈值仅与图像像素本身性质相关，称为全局阈值，即确定的阈值对全图使用；
- ② 如果阈值是根据  $f(x,y)$  和  $p(x,y)$  来选取的，所得的阈值就与局部区域性质相关称为局部阈值，即分割结果依赖于区域的阈值选取；
- ③ 如果阈值取决于空间坐标  $(x,y)$ ，所得的阈值与坐标相关称为动态阈值，相应地前两种阈值也称为固定阈值。

### 8.3.1 全局阈值法

#### 1) 双峰法

假设由目标和背景组成的图像其灰度各具有单峰分布特性，在目标或背景内的相邻像素的灰度高度相关，但目标和背景交界处的像素灰度有很大的差别。则图像灰度直方图可以看作是由分别对应目标和背景的两个单峰直方图混合而成。此时，若这两个分布数量

接近, 均值差相距足够远且均方差也足够小, 则这个直方图就是双峰的, 如图 8.3.1 (a) 所示, 对于这类的图像最简单的方法就是利用双峰法来进行分割。

双峰法的实现过程就是通过对图像进行逐个像素扫描, 并用数组记录每个灰度级像素点的个数, 求出两个单峰的峰顶, 接着在两峰之间找出可作为谷底的像素值作为阈值。找到阈值以后, 把大于阈值的像素分成一类, 把小于阈值的像素分成一类。

## 2) 迭代法

设定阈值  $T$ , 然后对图像进行扫描并将像素标记为对象或背景, 从而实现对图像的分割, 这是基本的全局阈值法。利用迭代法可以自动得到阈值  $T$ 。迭代法是基于最优逼近的思想, 通过迭代的过程选择一个最佳阈值, 实现图像的分割。其基本算法如下:

- ① 为阈值  $T$  选一个初始估计值, 一般选为图像中最大亮度值和最小亮度值的中间值;
- ② 使用  $T$  值分割图像, 这样会产生两组像素: 亮度值大于等于  $T$  的所有像素组成的  $G_1$ , 亮度值小于  $T$  的所有像素组成的  $G_2$ ;
- ③ 计算  $G_1$  和  $G_2$  范围内像素的平均值  $\mu_1$  和  $\mu_2$ ;
- ④ 计算一个新阈值  $T = (\mu_1 + \mu_2) / 2$ ;
- ⑤ 重复步骤②到步骤④, 直到逐次迭代所得的  $T$  值之差比预先指定的参数值小则停止。

对于直方图呈现双峰形状且峰谷特征比较明显的图像, 迭代法可以较快地收敛到满意结果, 此时利用迭代所得的阈值分割图像能较好地区分目标和背景。但是对于直方图双峰特征不明显, 或目标和背景比例差异悬殊的图像, 采用迭代法分割可能就会得到不理想的结果。对某些特定图像, 迭代过程中微小数据的变化会引起分割结果的巨大变化, 导致分割失效, 这是由于非线性迭代系统对初始条件敏感造成的, 这种现象也就是俗称的“蝴蝶效应”。

## 3) 最大类间方差法

最大类间方差法是由日本学者大津 (Nobuyuki Otsu) 于 1979 年提出的, 是一种自适应的阈值确定方法, 又称大津法, 简称 Otsu。它根据灰度特性将图像分成目标和背景两部分。目标和背景之间的类间方差越大, 说明构成图像的两部分差别越大, 部分目标错分为背景或部分背景错分为目标都会导致两部分差别变小。因此, 使类间方差最大的分割意味着错分概率最小。对于图像  $I(x, y)$ , 目标和背景的分割阈值记作  $T$ , 属于目标的像素点数占整幅图像的比例记为  $\omega_1$ , 其平均灰度为  $\mu_1$ ; 背景像素点数占整幅图像的比例为  $\omega_2$ , 其平均灰度为  $\mu_2$ 。图像的总平均灰度记为  $\mu$ , 类间方差记为  $g$ 。

假设图像大小为  $M \times N$ , 背景较暗, 像素灰度值小于阈值  $T$  的像素个数记作  $N_1$ , 像素灰度大于阈值  $T$  的像素个数记作  $N_2$ , 则有

$$\omega_1 = \frac{N_1}{M \times N} \quad (8.14)$$

$$\omega_2 = \frac{N_2}{M \times N} \quad (8.15)$$

$$N_1 + N_2 = M \times N \quad (8.16)$$

$$\omega_1 + \omega_2 = 1 \quad (8.17)$$

$$\mu = \mu_1 \times \omega_1 + \mu_2 \times \omega_2 \quad (8.18)$$

$$g = \omega_1 \times (\mu - \mu_1)^2 + \omega_2 \times (\mu - \mu_2)^2 \quad (8.19)$$

将式 (8.18) 代入式 (8.19), 得到等价公式:

$$g = \omega_1 \times \omega_2 \times (\mu_1 - \mu_2)^2 \quad (8.20)$$

采用遍历的方法得到使类间方差最大的阈值  $T$ , 即为所求的最佳阈值。

Otsu 法属于一种单阈值的分割方法, 当图像中目标相比背景而言所占比例很小时, 该方法分割结果可能不好。尽管如此, Otsu 方法仍然是一种极为优良的自动化阈值分割方法, 在图像分割领域被广泛应用。

#### 4) 最小误差法

有时目标和背景有部分灰度值重叠, 用一个全局阈值并不能将它们绝对分开。这时选择最小误差法来减小误分割的概率是一种常用的方法。假设一幅图像仅包含两类主要的灰度级区域, 令  $z$  表示灰度值, 它的直方图可看成灰度值概率密度函数  $p(z)$  的一个近似。这个密度函数实际上是目标和背景两个单峰概率密度函数的和。如果已知该概率密度函数的形式, 那么就有可能选取一个最优阈值把图像分成两类区域而使误差最小。

图 8.3.2 表示了二个概率密度函数。假设较大的概率密度函数描述图像中背景的灰度分布, 较小的概率密度函数描述图像中目标的灰度分布。令描述图像中整体灰度变化的混合概率密度函数为

$$p(z) = P_1 p_1(z) + P_2 p_2(z) \quad (8.21)$$

其中,  $P_1$  和  $P_2$  分别是目标和背景区域灰度值的先验概率。假设任何给定的像素不是属于目标就是属于背景, 则  $P_1 + P_2 = 1$ 。那么主要目的是选择一个  $T$ , 使得在决定某像素属于目标还是背景时的平均错误率最小。

从图 8.3.2 可以很容易看出, 当把背景点当成目标点进行分类时, 错误发生的概率为

$$E_1(T) = \int_{-\infty}^T p_2(z) dz \quad (8.22)$$

$E_1(T)$  表示  $p_2(z)$  下方位于阈值  $T$  左边区域的面积。同理, 将一个目标点当成背景点进行分类时, 错误发生的概率为

$$E_2(T) = \int_T^{\infty} p_1(z) dz \quad (8.23)$$

其中,  $E_2(T)$  表示  $p_1(z)$  下方位于阈值  $T$  右边区域的面积。错误发生的整体概率为

$$E(T) = P_1 E_2(T) + P_2 E_1(T) \quad (8.24)$$

为求得使该误差最小的阈值可将  $E(T)$  对  $T$  求微分 (使用莱布尼茨法则) 并令微分式等于 0, 可得

$$P_1 * p_1(T) = P_2 * p_2(T) \quad (8.25)$$

根据这个等式求解出  $T$ , 即为最佳阈值。注意, 如果  $p_1 = p_2$ , 则最佳阈值位于曲线  $p_1(z)$  和  $p_2(z)$  的交点处 (见图 8.3.2)。

在实践中通常利用参数来对密度进行估计, 主要使用的密度是高斯密度。高斯密度可用均值和方差来描述, 此时,

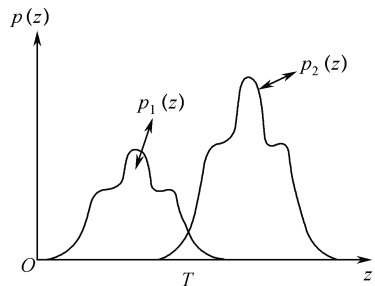


图 8.3.2 一幅图像中两个区域的灰度概率密度函数

$$\begin{aligned}
 p(z) &= p_1 p_1(z) + p_2 p_2(z) \\
 &= \frac{p_1}{\sqrt{2\pi}\sigma_1} \exp\left[-\frac{(z-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}\right] + \frac{p_2}{\sqrt{2\pi}\sigma_2} \exp\left[-\frac{(z-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}\right]
 \end{aligned} \quad (8.26)$$

其中  $\mu_1$  和  $\mu_2$  分别是背景和目标区域的平均灰度值,  $\sigma_1$  和  $\sigma_2$  分别是背景和目标区域的标准方差。

将这个方程用于解式 (8.25) 的一般解, 两边取对数并整理后得二次方程  $T$  的解:

$$A \cdot T^2 + B \cdot T + C = 0 \quad (8.27)$$

其中,

$$\begin{aligned}
 A &= \sigma_1^2 - \sigma_2^2 \\
 B &= 2(\mu_1 \sigma_2^2 - \mu_2 \sigma_1^2) \\
 C &= \sigma_1^2 \mu_2^2 - \sigma_2^2 \mu_1^2 + 2\sigma_1^2 \sigma_2^2 \ln(\sigma_2 p_1 / \sigma_1 p_2)
 \end{aligned} \quad (8.28)$$

由于二次方程有两个可能的解, 所以要得到最佳解需要两个阈值。如果两个区域的方差相等, 即  $\sigma^2 = \sigma_1^2 = \sigma_2^2$ , 则单一的阈值就足够了,

$$T_{\text{optimal}} = \frac{\mu_1 + \mu_2}{2} + \frac{\sigma^2}{\mu_1 - \mu_2} \ln\left(\frac{P_2}{P_1}\right) \quad (8.29)$$

如果两种灰度值的先验概率相等 (或方差为零), 则最优阈值就是两个区域中平均灰度值的均值。对其他已知形式的密度, 决定最佳阈值的方法相似。

另外, 一幅图像的混合概率密度函数  $p(z)$  的参数可根据最小均方误差的方法借助直方图估计。例如, 连续的混合密度  $p(z)$  和离散的图像直方图  $h(z)$  之间的均方误差为

$$e_{\text{ms}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [p(z_i) - h(z_i)]^2 \quad (8.30)$$

其中,  $n$  点直方图是假设的。通过最小化该均方误差就可以确定函数  $p(z)$  的参数。一般来讲, 确定能使均方误差最小的参数不是一件简单的事。即使为高斯分布, 最小化均方误差的偏导数为 0 的简单计算的也会导出一组联立超越方程, 通常这种方程只能通过诸如共轭梯度或通过用于解联立非线性方程组的牛顿法一类的数学方案才能解决。

### 5) 最大熵法

熵是信息论中的一个术语, 它表示对象所含平均信息量的大小。其定义如下:

$$H = \int_{-\infty}^{+\infty} p(x) \lg p(x) dx \quad (8.31)$$

其中,  $p(x)$  是随机变量  $x$  的概率密度函数。

基于最大熵原则进行阈值分割的目的在于将图像的灰度直方图分成两个或者是多个独立的类, 使得各类熵的总量最大。从信息论的角度来说, 选取的阈值要使获得的信息量最大。这里只简单介绍一维最大熵的阈值分割方法。

假设灰度级为  $L$  的图像以阈值  $t$  来分割, 灰度值低于  $t$  的像素点属于目标区域, 其余的像素点属于背景区域, 统计图像中每个灰度级出现的概率为  $p_i$ , 那么各个灰度级在本区域的分布概率如下。

目标区:

$$\frac{p_i}{p_t}, i=1, 2, \dots, t \quad (8.32)$$

背景区:

$$\frac{p_i}{1-p_t}, i=t+1, t+2, \dots, L-1 \quad (8.33)$$

其中,  $p_t = \sum_{i=0}^t p_i$ , 分别计算目标和背景的熵如下:

$$\begin{aligned} H_0 &= -\sum_i (p_i / p_t) \lg(p_i / p_t), i=1, 2, \dots, t \\ H_B &= -\sum_i [p_i / (1-p_t)] \lg[p_i / (1-p_t)], i=t+1, t+2, \dots, L-1 \end{aligned} \quad (8.34)$$

对图像中的每个灰度级分别求取  $w = H_0 + H_B$ , 找到最大的  $w$  所对应的灰度级, 并将其作为分割图像的阈值。图 8.3.3 分别给出了利用迭代法、OTSU 法、最小误差法和最大熵法对脑 MR 图像进行阈值分割的结果。

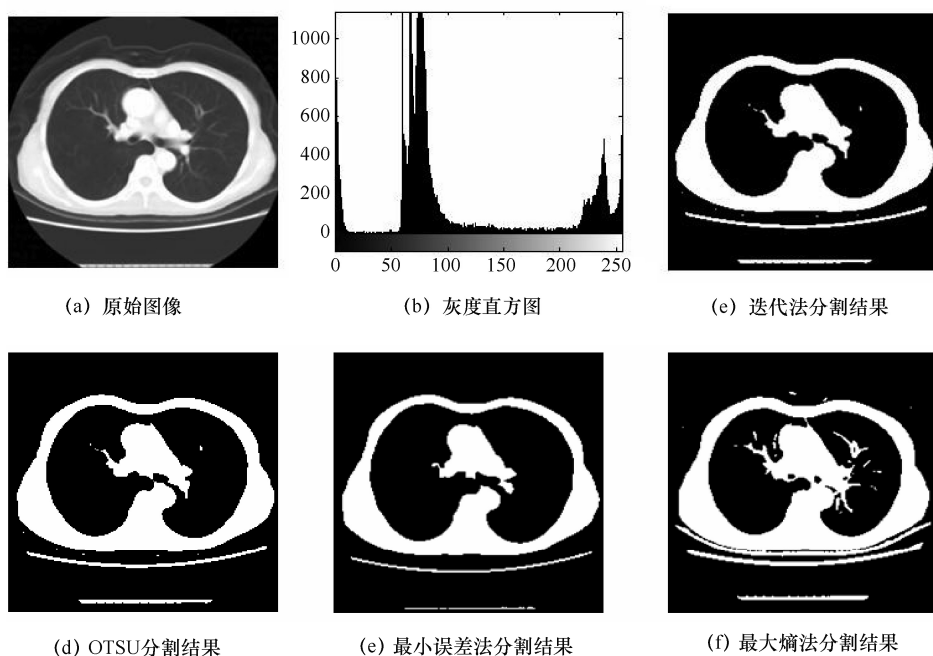


图 8.3.3 图像阈值分割示例

### 8.3.2 局部阈值法

由前面的讨论可知, 如果图像的直方图波峰很尖、很窄且具有对称性, 而波谷很深, 就容易找到一个很好的阈值。但是在实际应用中, 图像常受到噪声等因素的影响使原本分离的峰间波谷被填充, 则据前面介绍的方法, 要检测两峰间的波谷就很困难。为解决这类问题可采用将像素自身性质和一些像素间邻域的局部性质相结合的方法。常用的有直方图变换法、基于过渡区的方法以及灰度值和梯度值散射图法。此处仅介绍直方图变换法。

直方图变换的基本思想是利用一些像素邻域的局部性质变换原来的直方图以得到一个新的直方图。这个新直方图与原直方图相比, 或者峰间的谷更深, 或者谷转变成峰从而更易检测。常用的像素邻域局部性质是像素的梯度值。

图 8.3.4 (b) 给出图像中一段边缘的剖面，这段剖面可分成 I，II，III 三部分。据此剖面得到灰度直方图见图 (a)，对图 (b) 边缘的剖面求梯度得图 (d) 曲线，可见对应目标背景区内部的梯度值小而对应目标和背景过渡区的梯度值大。如果统计梯度值的分布，可得到图 (c) 的梯度直方图，它的两个峰分别对应目标与背景的内部区和过渡区。变换的直方图就是根据这些特点得到的，一般可分为两类：①利用具有低梯度值像素的直方图；②利用具有高梯度值像素的直方图。

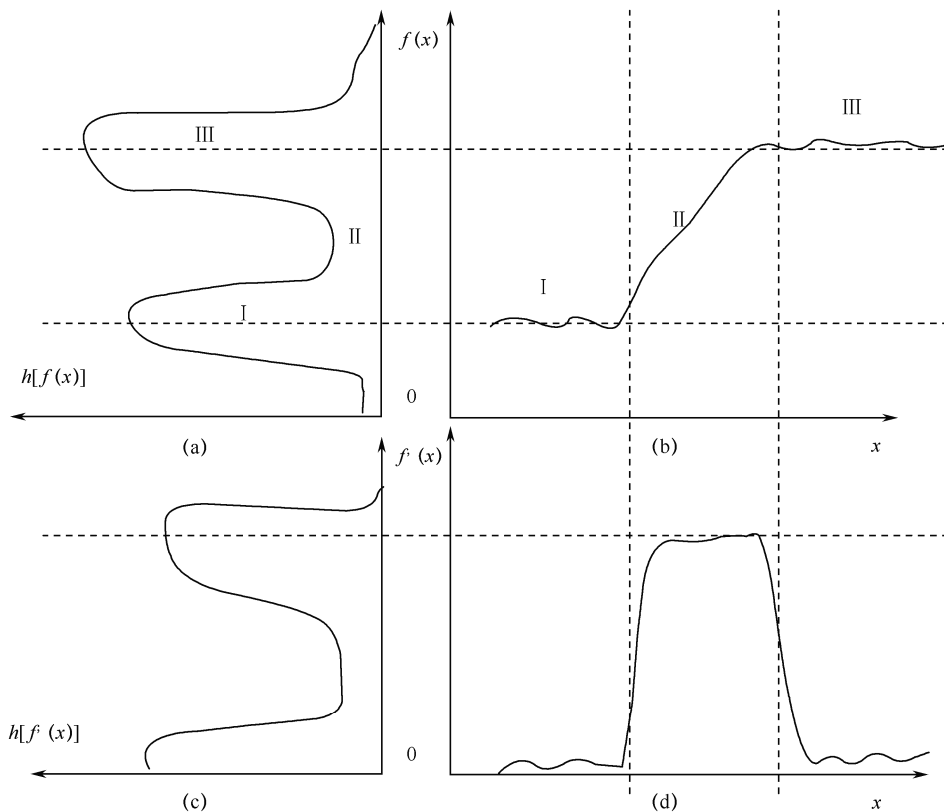


图 8.3.4 边缘及梯度的直方图

利用具有低梯度值像素的直方图。根据前面描述的图像模型，目标和背景内部的像素具有较低的梯度值，而它们边界上的像素具有较高的梯度值。如果作出仅具有低梯度值像素的直方图，那么这个新直方图中对应内部点的峰基本不变，但谷应比原直方图要深。更一般地，可计算一个加权的直方图，其中赋给具有低灰度值的像素权重较大一些。在这样的直方图中，边界点贡献小而内部点贡献大，峰基本不变而谷变深，所以峰谷差距加大。

利用具有高梯度值像素的直方图，可作出仅具有高梯度值像素的直方图。直方图在对应目标和背景的边界像素灰度级处有一个峰。这个峰主要由边界像素构成，对应这个峰的灰度值就可先作分割用的阈值。更一般地，可以计算一个加权的直方图，赋给高梯度值的像素权重较大一些。这样在统计直方图时梯度值为零的像素就不必考虑，而具有大梯度值的像素将得到较大的权重。

这种方法可能会遇到的一个问题：如果目标和背景的面积比较大，但边界像素比较

少,许多小梯度值的和可能会大于少量大梯度值的和从而使原来预期的峰呈现不出来。为解决这个问题可以对每种灰度级像素的梯度以求平均值代替求和。这个梯度平均值对边界点来说一定比内部像素点要大。

### 8.3.3 动态阈值法

用与坐标相关的一系列阈值来对图像进行分割的方法叫做动态阈值法。它的基本思想:首先,将图像分解成一系列子图像,这些子图像可以互相重叠也可以相邻。如果分解成的子图像比较小,则由阴影或对比度空间变化等问题对分割结果造成的影响就会比较小;然后,对每个子图计算一个阈值,此时的阈值可根据图像具体情况采用上述的阈值选取法。通过对这些子图获得的阈值进行插值就可得到对图像中每个像素进行分割所需的阈值;最后,将图像中每个像素与对应的阈值相比较即可实现分割。对应每个像素的阈值组成图像上的一个曲面,称这个曲面为阈值曲面。图 8.3.5 (b) 显示了对胸透图像进行动态阈值分割后的结果。采用的步骤如下:

- ① 将整幅图像分成一系列互相之间有 50%重叠的子图像;
- ② 做出每个子图像的直方图;
- ③ 检测各个子图像的直方图是否为双峰的,如果是双峰则采用前面介绍双峰法确定一个阈值,否则就不进行处理;
- ④ 根据对直方图为双峰的子图像得到的阈值通过插值得到的所有子图像的阈值;
- ⑤ 根据各子图像的阈值再通过插值得到所有像素的阈值,然后对图像进行分割。

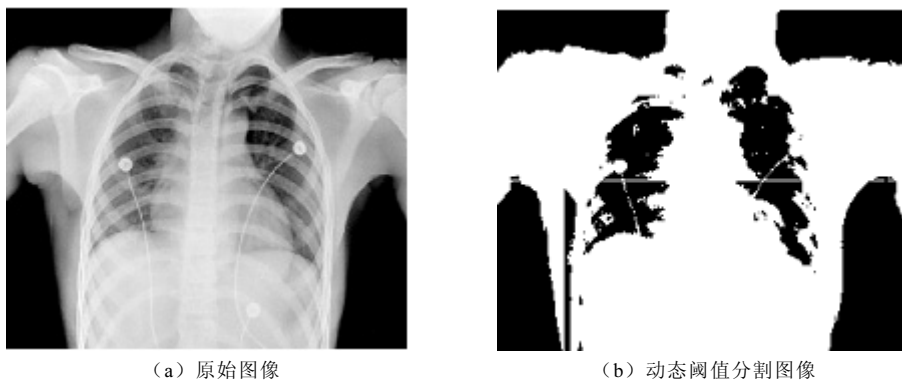


图 8.3.5 动态阈值分割示例图

总地来讲,阈值分割法计算简单,分割速度快,但它忽略了图像的空间信息,这导致了阈值分割法对噪声的灰度不均匀性很敏感。针对这一缺点,不少学者提出可以利用像素的空间位置信息,基于连通性以及局部像素的灰度值,对传统阈值法进行改善。对于图像中不存在明显灰度差异或各物体的灰度值范围有较大重叠的图像的分割问题,用这种分割方法也难以得到准确的分割结果。而由于人体内组织器官的多样性,大多数的医学图像都有这种情况,结构复杂,不适于直接阈值分割,比如:从腹部 MRI 图像中提取肝脏轮廓时,由于肝脏和肾脏的密度相当,在图像中的灰度值几乎相同,此时直接用阈值法提取可能会出现过分割现象,将应保留的肝脏部分切掉,或者将灰度值相当的肾脏部分保留下来。这不是我们所希望的,所以对医学图像进行具体分割时,常结合图像

的其他信息，比如，图像的梯度、纹理等局部统计信息。许多研究者提出了不少改进方法，如基于过渡区的方法、变换阈值法以及结合连通信息的阈值方法等。另外，近些年来，许多阈值分割方法均借用了神经网络、模糊数学、遗传算法、信息论等工具做了许多改进，大大改善了分割效果。

## 8.4 区域分割技术

### 8.4.1 区域生长

与上述的阈值分割方法不同，区域生长是一种串行的区域分割方法，其基本思想是将具有相似性质的像素集合起来构成区域。基本方法是先对每个需要分割的区域找一个种子像素作为生长的起点，将种子像素周围邻域中与种子像素有相同或相似性质的像素合并到种子像素所在的区域中。将这些新像素当作新的种子像素继续进行上面的过程。直至再没有满足条件的像素可被包括进来。

下面给出一个区域生长的例子：如图 8.4.1 所示，图 (a) 给出需分割的图像，设已知有 2 个种子像素（标记为黄色方块），现要进行区域生长。设定判断准则是：如果所考虑的像素与种子像素灰度值之差的绝对值小于某个门限值  $T$ ，则将该像素包括进种子像素所在区域。图 (b) 给出  $T=3$  时的区域生长结果，整幅图被较好地分成两个区域；图 (c) 给出  $T=2$  时的区域生长结果，有些像素无法判定；图 (d) 给出  $T=8$  时的区域生长结果，整幅图都被分在一个区域中。由此可见，阈值的选择是十分重要的，不同的阈值会产生不同的分割结果。

1	0	4	7	5	1	1	5	5	5	1	1	5	7	5	1	1	1	1	1
1	0	4	7	7	1	1	5	5	5	1	1	5	7	7	1	1	1	1	1
0	1	5	5	5	1	1	5	5	5	1	1	5	5	5	1	1	1	1	1
2	0	5	6	5	1	1	5	5	5	2	1	5	5	5	1	1	1	1	1
2	2	5	6	4	1	1	5	5	5	2	2	5	5	5	1	1	1	1	1

(a)
(b)
(c)
(d)

图 8.4.1 区域生长示例（已知种子点）

在实际应用区域生长法时需要解决以下三个问题：

① 选择或确定一组能正确代表所需区域的种子像素。种子像素的选取常可借助具体问题的特点。如果对具体问题没有先验知识，则常可借助生长所用准则对每个像素进行相应计算。如果计算结果呈现聚类的情况则接近聚类中心的像素可取为种子像素。

② 确定在生长过程中能将相邻像素包括进来的准则。生长准则的选取不仅依赖于具体问题本身，也和所需图像数据的种类有关。另外还需考虑像素间的连通性和邻近性，否则有时会出现无意义的分割结果。

③ 制定让生长停止的条件或规则。一般生长过程在进行到没有满足生长准则需要的像素时停止。但常用的基于灰度、纹理、彩色的准则大都基于图像的局部性质，并没有充分考虑生长的“历史”，为增加区域生长的能力常需考虑一些与尺寸、形状等图像全局



性质有关的准则，在这种情况下常需对分割结果建立一定的模型。

图 8.4.2 是对肝脏图像采用多种子点进行区域生长法的分割处理。

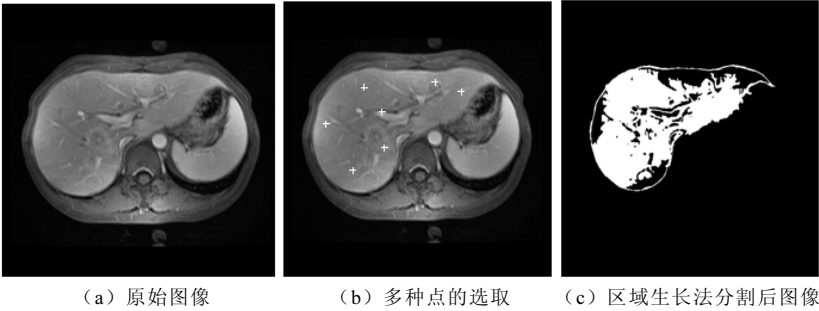


图 8.4.2 区域生长法的阈值分割示例图

### 8.4.2 区域分裂合并

生长方法是从单个种子像素开始并通过接纳新像素最后得到整个区域。迭代分裂合并算法则从整幅图像开始通过分裂得到各个区域。实际应用中先将图像分成任意大小且不重叠的区域，然后合并或分裂这些区域以满足分割的要求。

如图 8.4.3 所示，令  $R$  代表整个正方形图像区域， $P$  代表逻辑谓词（见 8.1 节）。我们可把  $R$  连续地分裂成越来越小的  $1/4$  正方形区域  $R_i$ ，并且始终使  $P(R_i) = \text{TRUE}$ ，但如果  $P(R_i) = \text{FALSE}$ ，那么就将图像再进一步分裂成 4 等分。以此类推，直到  $R_i$  为单个像素。

如果仅仅允许分裂，最后有可能出现相邻的两个区域具有相同的性质但并没有合成一体的情况。为解决这个问题，在每次分裂后我们允许其后继续分裂或合并。这里只合并那些相邻且合并后组成的新区域满足逻辑谓词  $P$  的区域。即如果能满足  $P(R_i \cup R_j) = \text{TRUE}$ ，则将  $R_i$  和  $R_j$  合并起来。

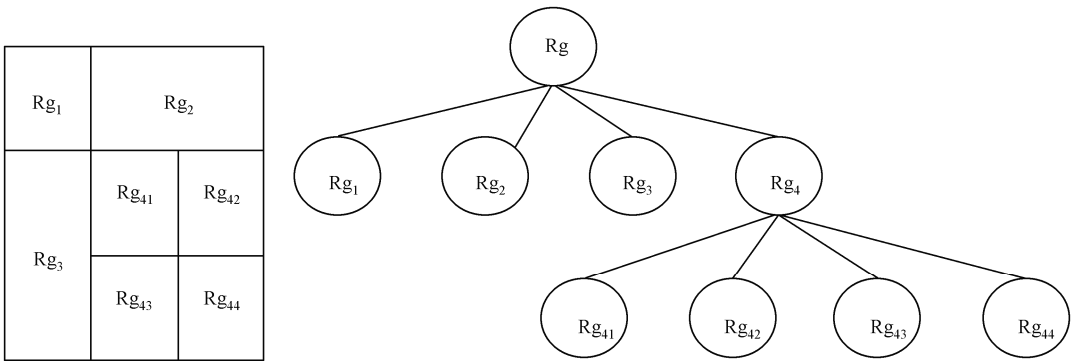


图 8.4.3 图像的四叉树表达法

基本分裂合并算法步骤如下：

- ① 对任一区域  $R_i$ ，如果  $P(R_i) = \text{FALSE}$  就将其分裂成不重叠的 4 等分；
- ② 对相邻的两个区域  $R_i$  和  $R_j$ ，如果  $P(R_i \cup R_j) = \text{TRUE}$  就将它们合并起来；
- ③ 如果进一步的分裂或合并都不可能了，则结束。

上述基本算法可有一些改进变形,例如可将原图先分裂成一组正方块,进一步的分裂仍按上述方法进行。但先仅合并的四叉树表达中属于同一个父结点且满足逻辑谓词 $P$ 的4个区域。如果这种类型的合并不再可能了,在整个分割过程结束前最后按满足上述第2步的条件进行一次合并,且此时的所有区域有可能彼此尺寸不同。这个方法的主要优点是在最后一步合并前,分裂和合并用的都是同一个四叉树。

图 8.4.4 (b) 是对脑部图像进行分裂合并的阈值分割处理。

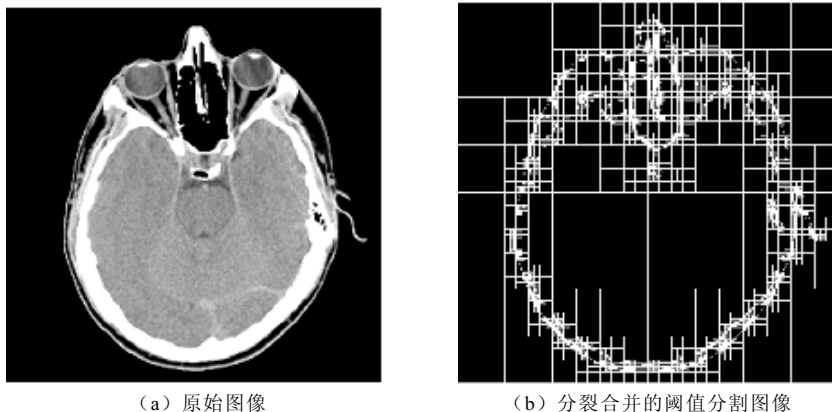


图 8.4.4 分裂合并的阈值分割示例图

## 8.5 聚类分割技术

聚类分割技术是医学图像分割领域中一类极其重要且应用非常广泛的分割技术。正如我们所讲的“人以群分,物以类聚”,聚类(clustering)是按照某种相似性准则,将待处理的数据集划分为若干个类或簇(cluster)的过程。划分到同一类中的数据应具有尽可能大的相似性,而划分到不同类中的数据的数据的相异性应尽可能大,即把属于同一类的数据对象尽可能地聚集在一起,而属于不同类的数据尽可能地分离。为了将数据空间中数据点进行分割,就要确定数据点之间的关系。数据点之间的关系主要用相似性测度来度量,常用的两类相似性测度为:(1)距离,即计算任意两个数据点之间的距离,距离越小说明这两点越相似。把距离较近的点归为一类,距离较远的数据点归为不同的类。常用的距离测度有明氏(Minkowski)距离和马氏(Mahalanobis)距离。(2)相似系数,利用相似系数度量数据之间的相似程度,越相似的数据点,它们的相似系数越接近于1;而差别较大的数据点,它们的相似系数则接近于零。把较相似的数据点归为一类,把差别较大的数据点归为不同的类。数据点之间的相似系数通常包括夹角余弦和相关系数。在图像分割中常用的聚类算法是 $K$ -均值算法( $K$ -Means)和模糊 $C$ 算法(fuzzy C-means, FCM)。下面介绍这两种算法。

### 8.5.1 $K$ -均值聚类算法

$K$ -均值算法( $K$ -Means)以 $K$ 为参数,把 $n$ 个样本对象划分为 $K$ 个类,使类内具有较高的相似度,而类间相似度较低。相似度是根据一个簇中样本对象的平均值即聚类的

质心来进行计算的。

算法的处理过程如下：首先，随机选取  $K$  个对象作为初始的聚类质心；然后，将其余对象根据与各个聚类中心的距离分配到最近的聚类中；最后，重新计算各个聚类的质心。这个过程不断重复，直到目标函数最小为止。通常采用的目标函数形式为误差平方和准则函数

$$J_e = \sum_{i=1}^k \sum_{x \in C_i} \|x - m_i\|^2 \quad (8.35)$$

其中， $x$  为样本对象， $m_i$  是聚类  $C$  的质心，聚类  $C_i$  中的样本数为  $N_i$ ，即

$$m_i = \frac{1}{N_i} \sum_{x \in C_i} x \quad (8.36)$$

$J_e$  度量了用  $K$  个聚类中心  $m_1, m_2, \dots, m_K$  代表  $K$  个样本子集  $C_1, C_2, \dots, C_K$  时所产生的总的误差平方。

对于不同的聚类， $J_e$  的值当然是不同的，使  $J_e$  极小的聚类是误差平方和准则下的最优结果。

传统的  $K$ -均值算法存在如下的不足：（1） $K$  值需人工事先确定；（2）聚类中心的选取对算法效率和结果有较大的影响；（3）算法对孤立点敏感；（4）没有考虑像素的空间位置信息，对噪声和灰度不均匀敏感；（5）如果采用误差平方和函数作为准则函数，有可能会将大类分割，产生局部最优。这些不足极大地限制了  $K$ -均值算法的应用，很多研究者提出了相应的改进算法，其中最为典型的算法则是模糊  $C$  均值算法。

### 8.5.2 模糊 $C$ 均值算法

模糊  $C$  算法 (Fuzzy  $C$ -Means)，简称 FCM，其与  $K$ -均值算法相比，引入了模糊的概念，是  $K$ -均值算法的推广。在实际应用中更为广泛。FCM 算法最先由 Dunn 等人提出，后经 Bezdek 等人改进，并在相关文献中给出了 FCM 基于最小二乘法原理的迭代优化算法，并且 Bezdek 证明了它的收敛性，证明了该算法收敛于一个极值。FCM 算法采用迭代法优化目标函数来获得对数据集的模糊分类，算法具有很好的收敛性。

FCM 算法原理：

定义  $\{x_i, i=1, 2, \dots, n\}$  是  $n$  个样本组成的样本集， $C$  为设定的分类数目， $m_j$  为每个聚类的中心， $\mu_j(x_i)$  是第  $i$  个样本对于第  $j$  类的隶属度函数。用隶属度函数定义的目标函数可以写为：

$$J_{\text{FCM}} = \sum_{j=1}^C \sum_{i=1}^n [\mu_j(x_i)]^p \|x_i - m_j\|^2 \quad (8.37)$$

式 (8.37) 中常数  $p > 1$ ，控制聚类结果的模糊程度。

隶属度函数要求满足如下条件：

① 对于任意的  $j$  和  $i$ ， $\mu_j(x_i) \in [0, 1]$ ；

② 对于任意  $i$ ， $\sum_{j=1}^C \mu_j(x_i) = 1$ ；

③ 对于任意的  $j$ ， $0 < \sum_{i=1}^n \mu_j(x_i) < n$ 。

在上述条件的约束下,求目标函数的极小值,令  $J_{\text{FCM}}$  对聚类中心  $m_j$  和隶属度函数  $\mu_j$  的偏导数分别为零,可得如式 (8.38) 和式 (8.39) 的计算公式

$$m_j = \frac{\sum_{i=1}^n [\mu_j(x_i)]^p x_i}{\sum_{i=1}^n [\mu_j(x_i)]^p}, j=1,2,\dots,C \quad (8.38)$$

$$\mu_j(x_i) = \frac{1/(\|x_i - m_j\|^2)^{1/(p-1)}}{\sum_{i=1}^n 1/(\|x_i - m_j\|^2)^{1/(p-1)}}, i=1,2,\dots,n, j=1,2,\dots,C \quad (8.39)$$

用迭代方法求式 (8.38) 和式 (8.39), 算法步骤如下:

- ① 设定聚类数目  $C$  和参数  $p$ ;
- ② 初始化各聚类中心  $m_j$ ;
- ③ 用当前的聚类中心计算隶属度函数  $\mu_j$ ;
- ④ 用当前的隶属度函数更新计算各个聚类中心;
- ⑤ 重复步骤③和④, 直到各个样本的聚类中心稳定。

当算法收敛时, 就得到了各类的聚类中心和各样本分属于不同类别的隶属度值, 从而完成了模糊聚类划分。

采用 FCM 的方法进行图像分割的优点是避免了设定阈值的问题, 并且能解决阈值分割难以解决的多分支分割的问题; 并且 FCM 特别适于分割存在不确定性和模糊性特点的图像; 同时, FCM 算法是属于无监督的分类方法, 聚类过程中不需要任何人工干预, 很适合于自动分割的应用领域。然而, 利用 FCM 进行图像分割也存在着多个方面的问题: ①聚类类别数的确定, 在进行聚类之前必须确定聚类的数目, 否则聚类无法进行, 为了确定聚类的类别数, 可以人工设定, 也可以通过试探的方法自动确定; ②初始类中心的确定, 数学分析理论表明, 一个迭代并且收敛的序列, 如果迭代的初始值比较接近于最后的收敛结果, 则收敛的速度会明显提高, 且迭代次数也会大幅度减小, 如果聚类迭代的初始值接近于某个局部极值, 聚类结果就很可能最终陷入局部极值, 从而得不到全局最优值, 所以 FCM 初始参数的确定对降低计算量尤为重要; ③由于聚类中的迭代优化本质上属于局部搜索方法, 很容易陷入局部极值点; ④计算量问题, 由于聚类是一个非线性优化过程, 而图像分割又是大样本分类问题, 迭代算法中计算量大, 耗时长, 使得 FCM 算法的实际应用具有一定的局限性; ⑤空间信息的使用, 模糊均值聚类方法分割的另一个问题是它只考虑到了灰度特征或彩色图像的颜色特征, 忽略了图像中固有的丰富的空间信息, 使得分割出的区域往往不连续, 有效地利用空间信息能够提高分割质量, 但附带的问题是计算量的增加; ⑥后处理的问题, 由于模糊聚类法分割一般都没有有效地利用图像像素之间的空间关系信息, 容易导致分割出来的区域可能不连续, 另外, 分割时类别数未必是正确的, 往往有过分割的可能, 所以一般在聚类完成后, 对分割的结果需要进行一些合并类的后处理, 使得最后分割出的区域都是有意义的。

模糊  $C$  均值算法与  $K$ -均值算法相比, 引入了模糊的概念, 是  $K$ -均值算法的推广。模糊  $C$  算法引入了隶属度的概念使得某个样本对象不再直接属于某个类, 而是用介于

0~1 之间的数字来表示其隶属于某一类的程度。另外,还有一些其他的基于聚类分析的算法比如最大期望算法(expectation maximum, EM),方向敏感的模糊  $C$  均值算法、适配模糊  $C$  均值算法等一些改进的模糊  $C$  均值算法,在这里我们不一一详述。

图 8.5.1 是应用  $K$ -均值聚类算法和 FCM 算法分割脑部 MR 图像的结果。

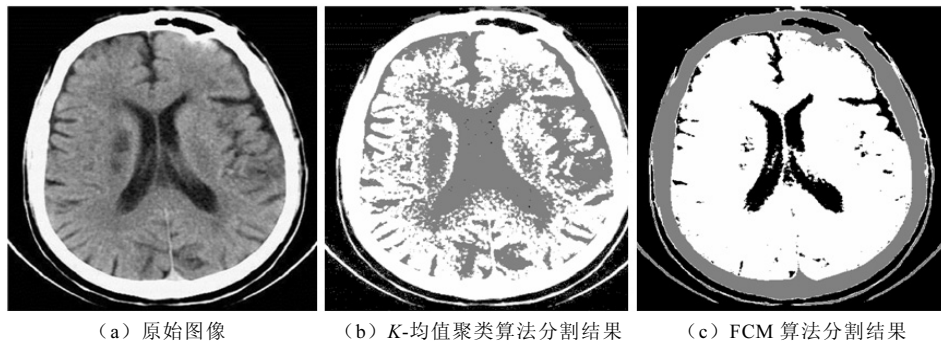


图 8.5.1  $K$ -均值聚类算法和 FCM 算法分割脑部 MR 图像

## 8.6 基于形态学的分水岭技术

数学形态学 (mathematical morphology) 是近几年来发展迅速的一门建立在严格数学理论基础上的新兴学科,以几何特性和结构特性的定量描述与分析为其主要研究内容,是一种应用于图像处理和模式识别领域的新方法,是一门建立在严格数学理论上而又密切联系实际的科学。由于形态学具有完备的数学基础,这为形态学用于图像分析和处理、形态滤波器的特性分析和系统设计奠定了坚实基础,尤其突出的是实现了形态学分析和处理算法的并行,大大提高了图像分析和处理的速度。虽然其理论基础有些深奥,但其基本观念却比较简单,它体现了逻辑推理与数学演绎的严谨性,又要求具备与实践密切相关的实验技术与计算技术,积分几何和随机集论是其赖以生存的基石。

数学形态学图像处理的基本思想是利用结构元素 (structuring element) 收集图像的信息。当结构元素在图像中不断移动时,便可考察图像各个部分间的相互关系,从而了解图像各个部分的结构特征。结构元素可直接携带知识 (形态、大小、以及灰度和色度信息) 来探测所研究图像的结构特点,借助于不同形状的结构元素与图像间的一系列结构变换来处理和分析图像。

### 8.6.1 分水岭基本概念

分水岭概念是以对图像进行三维可视化处理为基础的,其中两个是坐标,另一个是灰度级。用一种“地形学”的解释,我们可以考虑:(a) 属于局部性最小值的点;(b) 当一滴水放在某点的位置上的时候,水一定会下落到一个单一的最小值点;(c) 当水处在某个点的位置上时,水会等概率地流向不止一个这样的最小值点。对一个特定的区域最小值,满足条件 (b) 的点的集合称为这个最小值的“汇水盆地”或“分水岭”。满足条件 (c) 的点的集合组成地形表面的峰线,术语称做“分割线”或“分水线”。

基于这些概念的分割算法的主要目标是找出分水线。基本思想很简单:假设在每个区域最小值的位置上打一个洞,并且让水以均匀的上升速率从洞中涌出,从低到高淹没

整个地形。当处在不同的汇水盆地中的水将要聚合在一起时，修建的大坝将阻止聚合。水将只能到达大坝的顶部处于水线之上的程度。这些大坝的边界就是分水岭的分割线。所以，它们是由分水岭算法提取出来的边界线。

这些思想可以用图 8.6.1 作为辅助来进一步解释。图 8.6.1 (a) 显示了一个简单的灰度级图像。图 8.6.1 (b) 是地形图，其中“山峰”的高度与输入图像的灰度级成正比。为了易于解释，这个结构的后方被遮蔽起来。这是为了不与灰度级值相混淆，三维表达对一般地形学是很重要的。为了阻止上升的水从这些结构的边缘溢出，我们想象将整幅地形图的周围用比较高的大坝包围起来。最高山峰的值是由输入图像的灰度级可能具有的最大值决定的。

假设在每个区域最小值中打一个洞，如图 8.6.1 (b) 中的深色区域，并且让水以均匀的上升速度从洞中涌出，从低到高淹没整个地形。图 8.6.1 (c) 说明被水淹没的第一个阶段，这里水用浅灰色表示，覆盖了对应于图中深色背景的区域。在图 8.6.1 (d) 和图 8.6.1 (e) 中，可看到水分别在第一和第二汇水盆地中上升。由于水持续上升，最终水将从一个汇水盆地中溢出到另一个中。图 8.6.1 (f) 中显示了溢出的第一个征兆。这里，水确实从左边的盆地溢出到右边的盆地，并且两者之间有一个短“坝”（由单像素构成），阻止这一水位的水聚合在一起。由于水位不断上升，实际的效果要超出我们所说的。如图 8.6.1 (g) 所示，这幅图中在两个汇水盆地之间显示了一条更长的坝，另一条水坝在右上角。这条水坝阻止了盆地中的水和对应于背景的水的集合。这个过程不断延续，直到达到水位的最大值（对应于图像中灰度值的最大值）。水坝最后剩下的部分对应于分水线，这条线就是要得到的分割结果。

对于这个例子，在图 8.6.1 (h) 中显示为叠加到原图上的 1 像素宽的深色路径。注意，一条重要的性质就是分水线组成一条连通的路径。由此给出了区域之间的连续边界。

分水岭分割法的主要应用是从背景中提取近似一致的对象。那些在灰度级上变化较小的区域的梯度值也较小。因此，我们经常可以见到分水岭分割方法与图像的梯度有更大的关系，而不是图像本身。有了这样的表示方法，汇水盆地的局部最小值就可以与对应于所关注的对象的小的梯度值联系起来了。

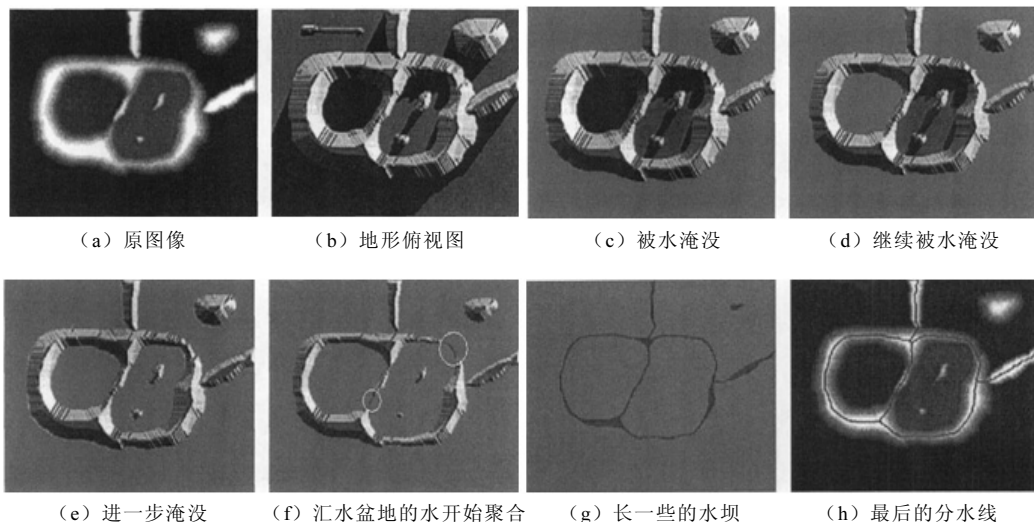


图 8.6.1 分水岭算法示例图

### 8.6.2 分水岭分割算法

令  $M_1, M_2, \dots, M_R$  为表示图像  $g(x, y)$  的局部最小值点的坐标的集合。令  $C(M_i)$  为一个点的坐标的集合，这些点位于与局部最小值  $M_i$  相联系的汇水盆地内。符号  $\min$  和  $\max$  代表  $g(x, y)$  的最小值和最大值。最后，令  $T(n)$  表示坐标  $(s, t)$  的集合，其中  $g(s, t) < n$ ，即

$$T[n] = \{(s, t) | g(s, t) < n\} \quad (8.40)$$

在几何上， $T(n)$  是  $g(x, y)$  中的点的坐标集合，集合中的点均位于平面  $g(x, y) = n$  的下方。

随着水位以整数量从  $n = \min + 1$  到  $n = \max + 1$  不断增加，图像中的地形会被水漫过。在水位漫过地形的过程中的每一个阶段，算法都需要知道处在水位之下的点的数目。从概念上来说，假设  $T[n]$  中的坐标处在  $g(x, y) = n$  平面之下，并被“标记”为黑色，所有其他的坐标被标记为白色。然后，当我们在水位以任意增量  $n$  增加时，从上向下观察  $xy$  平面，会看到一幅二值图像。在图像中黑色点对应于函数中低于平面  $g(x, y) = n$  的点。

令  $C_n(M_i)$  表示汇水盆地中点的坐标的集合。这个盆地与在第  $n$  阶段被淹没的最小值有关。 $C_n(M_i)$  也可以被看作由式 (8.41) 给出的二值图像：

$$C_n(M_i) = C(M_i) \cap T[n] \quad (8.41)$$

也就是，如果  $(x, y) \in C(M_i)$  且  $(x, y) \in T[n]$ ，则在位置  $(x, y)$  有  $C_n(M_i) = 1$ 。否则  $C_n(M_i) = 0$ 。对于这个结果的几何上的解释是很简单的。我们只须在水溢出的第  $n$  阶段使用“与 (AND)”算子将  $T[n]$  中的二值图像分离出来即可。 $T[n]$  是与局部最小值  $M_i$  相联系的集合。再另  $C[n]$  表示在第  $n$  阶段汇水盆地被水淹没的部分的合集

$$C[n] = \bigcup_{i=1}^R C_n(M_i) \quad (8.42)$$

然后令  $C[\max + 1]$  为所有汇水盆地的合集：

$$C[\max + 1] = \bigcup_{i=1}^R C(M_i) \quad (8.43)$$

则处于  $C_n(M_i)$  和  $T[n]$  中的元素在算法执行期间是不会被替换的，且这两个集合中的元素的数目与  $n$  保持同步增长。因此， $C[n-1]$  是集合  $C[n]$  的子集。根据式 (8.42) 和式 (8.43)， $C[n]$  是  $T[n]$  的子集。所以， $C[n-1]$  是  $T[n]$  的子集。从这个结论可得出重要的结果： $C[n-1]$  中的每个连通分量都恰好是  $T[n]$  的一个连通分量。

找寻分水岭的算法开始时设定  $C[\min + 1] = T[\min + 1]$ ，然后算法进入递归调用，假设在第  $n$  步时，已经构造了  $C[n-1]$ 。根据  $C[n-1]$  求得  $C[n]$  的过程如下：令  $Q$  代表  $T[n]$  中连通分量的集合。然后，对于每个连通分量  $q \in Q[n]$ ，有下列三中可能性：

- ①  $q \cap C[n-1]$  为空；
- ②  $q \cap C[n-1]$  包含  $C[n-1]$  中的一个连通分量；
- ③  $q \cap C[n-1]$  包含  $C[n-1]$  多于一个的连通分量。

根据  $C[n-1]$  构造  $C[n]$  取决于这三个条件。当遇到一个新的最小值时，符合条件①，则将  $q$  并入  $C[n-1]$  构成  $C[n]$ 。当  $q$  位于某些局部最小值构成的汇水盆地中时，符合条件②，此时将  $q$  合并到  $C[n-1]$  构成  $C[n]$ 。当遇到全部或部分分离两个或更多汇水盆地的山脊线的时候，符合条件③。进一步的注水会导致不同盆地的水聚合在一起，从而使水位趋于一致。因此，必须在  $q$  内建立一座水坝（若涉及多个盆地就要建立多座水坝），以阻止盆地内的水溢出。

通过使用与  $g(x,y)$  中存在的灰度级值相对应的  $n$  值, 可以改善算法效率; 根据  $g(x,y)$  的直方图, 可以确定这些值及其最小值和最大值。

图 8.6.2 是利用分水岭算法对脾脏图像进行分割的示例图。

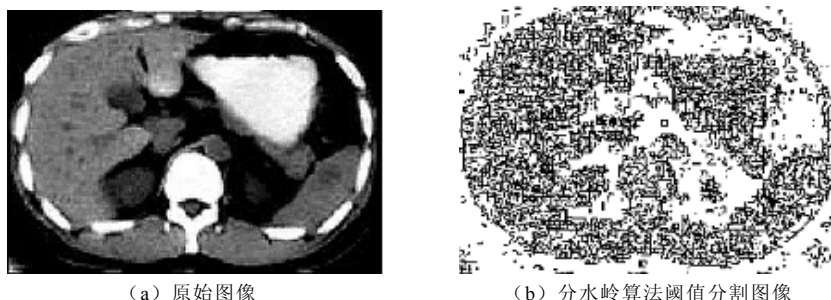


图 8.6.2 分水岭算法的分割示例图

## 8.7 基于形变模型的分割技术

形变模型 (deformable models) 是被定义成图像区域内的曲线或者曲面能够在内力和外力的作用下移动最终收敛到目标边界处的一类方法。形变模型这个词最早是出现在 Terzopoulos 的 “Snakes: Active Contour” (1987 年) 文章中, 自其发表后形变模型在图像分割领域变得相当流行。形变模型一般被可分为: 参数形变模型 (parametric deformable models) 和几何形变模型 (geometric deformable models)。所谓参数形变模型是指在变形的过程中将所研究的曲线或曲面直接地表示出来, 允许对模型进行直接干预, 而且可以为快速实时的应用提供一种可靠的表达形式。而几何形变模型能够很容易地实现拓扑学的变化, 是一种基于曲线演化理论和水平集方法的模型, 把所研究的曲线或曲面用水平集函数表示出来, 它们的参数过程仅在变形之后才予以实现。本节主要讨论了几种典型的形变模型方法, 属于参数形变模型的梯度矢量流模型 (gradient vector flow, GVF) 和属于几何形变模型的测地线轮廓模型 (geodesic active contour, GAC) 以及 Chan-Vese 模型。

### 8.7.1 参数形变模型

1987 年 Kass 等人提出了参数形变模型也叫做蛇模型 (snake model), 使得蛇模型很快发展成为图像分割中最成功的研究领域之一。20 世纪 90 年代以来, 随着医学影像设备的发展, 基于蛇模型的方法开始大量应用于医学图像, 并取得了成功。蛇模型的基本思想很简单, 它以构成一定形状的一些控制点为轮廓线, 通过轮廓线自身的弹性形变与图像局部特征相匹配达到调和, 即通过对某种能量函数极小化完成对图像的分割, 再通过进一步分析而实现图像的理解和识别。它适合复杂的生物医学的组织结构, 因而在生物医学图像解释领域已有许多的应用实例。

#### 1) 蛇模型

蛇模型的数学基础是泛函最优逼近理论。蛇线 (snakes) 是一条由相应能量函数控制的可形变参数曲线, 以能量函数最小化为目标, 控制轮廓线变形使其具有最小能量就是目标轮廓。



设  $v(s)=[x(s),y(s)]$  为活动轮廓线,  $s \in [0,1]$  是弧长, 其能量函数为

$$E_{\text{snake}} = \int_0^1 (E_{\text{int}}(v(s)) + E_{\text{ext}}(v(s))) ds \quad (8.44)$$

其中, 内部能量函数为

$$E_{\text{int}}(v(s)) = (\alpha(s) |v'(s)|^2 + \beta(s) |v''(s)|^2) / 2 \quad (8.45)$$

其中  $\alpha, \beta$  为控制参数, 分别控制参数曲线的弹性和刚性(即连续性和光滑性),  $v'(s)$  和  $v''(s)$  分别为  $v(s)$  对  $s$  的一阶导数和二阶导数。

$E_{\text{ext}}(v(s))$  为外部能量函数, 它由图像能量函数或其与外部约束所产生的能量函数组成:

$$E_{\text{ext}}(v(s)) = \gamma(s) E_{\text{image}}(v(s)) + E_{\text{constrain}}(v(s)) \quad (8.46)$$

图像能量  $E_{\text{image}}(v(s))$  反映了图像的某些本质特征, 如边缘、线条等, 它使得蛇线向感兴趣的目标形变。对于灰度图像  $I(x, y)$ , 一般采用以下几种图像能量函数:

$$\begin{aligned} E_{\text{image}}^{(1)}(v(s)) &= \pm \nabla [G_{\sigma}(x, y) * I(x, y)] \\ E_{\text{image}}^{(2)}(v(s)) &= \pm I(x, y) \end{aligned} \quad (8.47)$$

其中  $G_{\sigma}(x, y)$  为标准差为  $\sigma$  的二维高斯函数,  $\nabla$  为梯度算子。由上述几种图像能量函数可以看出, 图像边缘处的能量最小。 $E_{\text{constrain}}(v(s))$  是人为施加给蛇模型的外部约束能量, 可对它的形变加入人为限制。

在蛇模型的实现中, 需要进行离散化: 对蛇线  $v(s)$  沿着弧长  $s$  抽样成  $N$  个点, 每个点称为蛇点 (snaxel), 用  $v_i, i=1, \dots, N$ , 来表示, 这样能量函数成为

$$E_{\text{snake}} = \sum_{i=1}^N E_{\text{int}}(v_i) + E_{\text{ext}}(v_i) \quad (8.48)$$

式 (8.48) 中

$$\begin{aligned} E_{\text{int}}(v_i) &= (\alpha_i |v_i - v_{i-1}|^2 + \beta_i |v_{i-1} - 2v_i + v_{i+1}|^2) / 2 \\ E_{\text{ext}}(v_i) &= \gamma(v_i) E_{\text{image}}(v_i) + E_{\text{constrain}}(v_i) \end{aligned} \quad (8.49)$$

此时内部能量函数第一项的作用在于使  $v_i$  保持平均的间距。根据  $v_i$  的不同取法, 蛇线表现出对不同的形状趋向。比如, 当  $v_i$  用  $xy$  坐标表示时, 蛇线会趋向于变成一条直线, 而当  $v_i$  是从一点出发的向量, 蛇线会趋向于分布到一个圆上。

蛇线的运动过程就是寻找能量函数最小点的过程。将公式 (8.45) 取极小值, 满足欧拉方程的具有最小能量的偏微分方程为

$$\alpha v''(s) - \beta v''''(s) - \nabla E_{\text{ext}} = 0 \quad (8.50)$$

所以, 能量平衡方程可视为力的平衡方程:

$$F_{\text{int}} + F_{\text{ext}} = 0 \quad (8.51)$$

其中,  $F_{\text{int}} = \alpha v''(s) - \beta v''''(s)$ , 它控制曲线的特性;  $F_{\text{ext}} = -\nabla E_{\text{ext}}$ , 它将活动轮廓吸引到真实的目标轮廓。即蛇线在外力  $F_{\text{ext}}$  的吸引下不停地向真实轮廓移动, 而内力  $F_{\text{int}}$  在保持蛇线拓扑性的同时随着蛇线的移动而变化, 最终达到内外力之和等于零, 这时, 蛇线就停留在真实的轮廓上。

## 2) GVF 模型

蛇模型的好处非常明显: 图像数据、初始估计、目标轮廓及基于知识的约束统一于

一个特征提取过程中；适当初始化后，能够自主的收敛到能量极小值的状态；尺度空间中由粗到精的极小化能量可以极大地扩展捕获区域和降低计算复杂度。蛇模型也有自身的缺点，例如对初始位置敏感，需要依赖其他机制将蛇线放置在感兴趣的图像特征附近；在能量极小化过程中的收敛速度太慢或数值不稳定等。针对以上问题，人们提出了很多解决方法。有的学者致力于从数学模型上加以改进，有的学者又研究了新的算法，还有的二者兼而有之。

对于蛇模型无法收敛到轮廓的深度凹陷部分，一些研究者提出了局部自适应法扩大搜索区来解决这一问题，但效果并不理想。Xu 等人提出了一种新的静态图像作用力来代替模型中的图像力，这种力不会随着时间的变化而变化，而且也不依赖于初始轮廓线的位置，称为梯度向量流（GVF）。

定义了灰度图像  $I(x,y)$  的一个边缘图  $f(x,y)=-\nabla E_{ext}(x,y)$  和一个 GVF 向量场  $v(x,y)=[u(x,y),v(x,y)]$ ，可使能量函数最小化

$$\varepsilon = \iint \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy \quad (8.52)$$

其中， $u_x, u_y, v_x, v_y$  是  $u, v$  分别对  $x, y$  的一阶偏导； $f$  是被处理图像  $I(x,y)$  的边缘图， $\nabla f$  是  $f$  的梯度场，在完全同质区  $I(x,y)$  是恒定的， $\nabla f$  为零； $\mu$  是控制参数。由上式可以看出， $\nabla f$  较大、 $\mu$  较小时，蛇模型受经典力的影响大；而  $\nabla f$  较小、 $\mu$  较大时，蛇模型受 GVF 向量场  $v(x,y)$  的影响大。

采用微积分学的变分法可知该梯度向量流场满足下面的欧拉方程组：

$$\begin{aligned} \mu \nabla^2 u - (u - f_x)(f_x^2 + f_y^2) &= 0 \\ \mu \nabla^2 v - (v - f_y)(f_x^2 + f_y^2) &= 0 \end{aligned} \quad (8.53)$$

其中， $\nabla$  是梯度算子； $f_x, f_y$  是边缘图像对  $x, y$  的偏导。

将式（8.53）离散化，进行迭代，得到 GVF 向量场的两个分量  $v(x,y)$  和  $u(x,y)$  分别为

$$\begin{aligned} u_{t+1} &= \mu \nabla^2 u_t - (u_t - f_x)(f_x^2 + f_y^2) \\ v_{t+1} &= \mu \nabla^2 v_t - (v_t - f_y)(f_x^2 + f_y^2) \end{aligned} \quad (8.54)$$

GVF 理论将  $f_x, f_y$  进行多次迭代，可以求得新的向量场分量  $u, v$ 。在它的作用下，不但经典 Snake 中的初始化问题和凹陷区问题可以得到解决，气球理论中外突现象也能够被克服。

图 8.7.1 是应用 GVF 处理 U 型物体图像的结果。可以看出，应用 GVF 曲线可以离目标边界较远，变形轮廓具有较宽的作用范围及良好的收敛性，并且在 U 型物体的凹陷部分，GVF 有向下的分量，使轮廓线能够进入到凹陷部分。图 8.7.2 是利用 GVF 分割乳腺超声图像中的病灶的实例，颜色较浅的灰色矩形框表示初始轮廓。

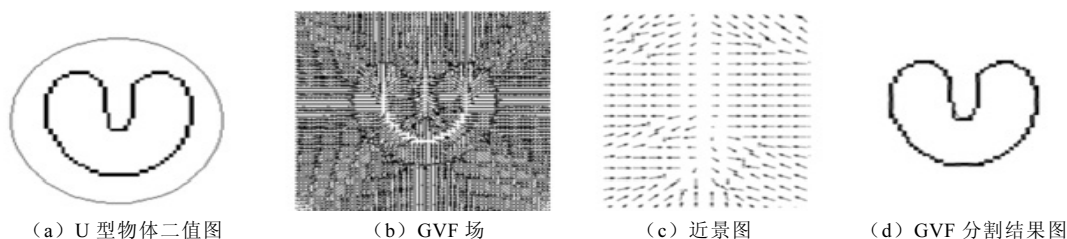


图 8.7.1 梯度向量流变形模型示例



图 8.7.2 利用 GVF 分割乳腺超声图像中的病灶

### 8.7.2 几何形变模型

非参数形变模型即几何形变模型，又称水平集方法（level set method），由 Osher 和 Sethian 在 1988 年提出。该方法利用偏微分方程作为数值分析方法与技术手段，被广泛运用于轮廓线或面的运动跟踪。作为形变模型的另一种形式，水平集方法能较好地解决参数化形变模型所暴露的两大缺陷：（1）参数化形变模型算法一般要求初始轮廓必须与目标相近，否则一旦发生初始轮廓与目标轮廓在边界或形状上差别较大时，往往需要动态地修改模型的相关参数才能满足其分割要求；（2）当图像拓扑关系发生改变，如分裂或融合时，参数化形变模型算法将出现分割困难，需要特别的处理机制来解决拓扑结构变化问题。而水平集方法通过将闭合运动轮廓线作为零水平集而引入到高一维的函数中，从而能很好地解决参数化形变模型所遇到的分割缺陷。

#### 1) 水平集方法

假设用  $\Gamma$  表示一个闭合界面，它可以是二维中的一条闭合曲线（curve），也可以是三维中的一个闭合曲面（surface）。水平集的主要思想就是将界面  $\Gamma$  作为零水平集（zero level set）嵌入到高一维的函数中，用一个关于函数  $\phi$  的水平集  $\{\phi=0\}$  来描述界面  $\Gamma(t)$  的运动状态。

这里假设  $\Gamma$  是一条平面封闭曲线，采用隐式表示，将它定义为一个二维函数  $\phi(x, y)$  的水平集：

$$\Gamma = \{(x, y) | \phi(x, y) = c\} \quad (8.55)$$

其中， $c$  是任意常数。这样如果  $\Gamma$  有某种变化，可以将它归结为函数  $\phi(x, y) = c$  发生了某种相应的变化。具体来说，随时间变化的封闭曲线  $\Gamma(t)$  可表达为随时间变化的二维函数  $\phi(x, y)$  的零水平集，即

$$\phi(\Gamma(x, y, t), t) = 0 \quad (8.56)$$

式（8.56）对  $\phi$  求全导数，由复合函数求导的链式规则可得

$$\phi_t + F |\nabla \phi| = 0 \quad (8.57)$$

其中， $F$  是  $\partial \Gamma / \partial t = \vec{v}$  的法向分量。

这里假定函数  $\phi(x, y)$ ： $\phi(x, y) < 0$ ， $(x, y)$  在封闭曲线  $\Gamma$  的内部； $\phi(x, y) > 0$ ， $(x, y)$  在封闭曲线  $\Gamma$  的外部； $\phi(x, y) = 0$ ， $(x, y)$  在封闭曲线  $\Gamma$  上。函数  $\phi(x, y)$  对区域的划分如图 8.7.3 所示。

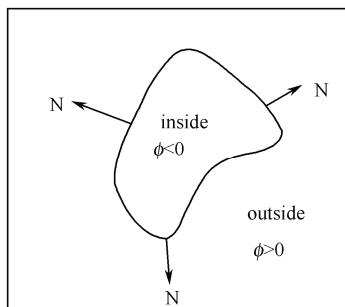


图 8.7.3 内嵌函数与区域划分

函数  $\phi(x, y)$  的选择不是唯一的, 通常取  $\phi(x, y)$  表面上的点  $(x, y)$  到曲线  $\Gamma$  的有符号距离, 即

$$\phi(x, y) = \begin{cases} d[(x, y), \Gamma], (x, y) \in \text{inside}(\Gamma) \\ -d[(x, y), \Gamma], (x, y) \in \text{outside}(\Gamma) \end{cases} \quad (8.58)$$

其中,  $d[(x, y), \Gamma]$  表示点  $(x, y)$  与曲线  $\Gamma$  之间的欧式距离。这一选择的优点是由于距离函数具有如式 (8.59) 所示的基本性质:

$$|\phi| = 1 \quad (8.59)$$

这意味着  $\phi(x, y)$  的变化率是处处均匀的, 没有太陡峭的“坡地”, 也没有“平原”, 这将有利于算法的稳定性。

这样, 给定任意水平集函数  $\phi_0(x, y) = \phi(x, y, t=0)$ , 方程 (8.57) 可以保证水平集函数  $\phi(x, y, t)$  随时间的演化满足  $\{\phi(x, y, t) = 0\}$  的条件, 即  $\phi$  的零水平集始终是封闭曲线  $\Gamma$ 。式 (8.57) 对应的边界  $\Gamma(t)$  在常数速度下的进化过程如图 8.7.4 所示。

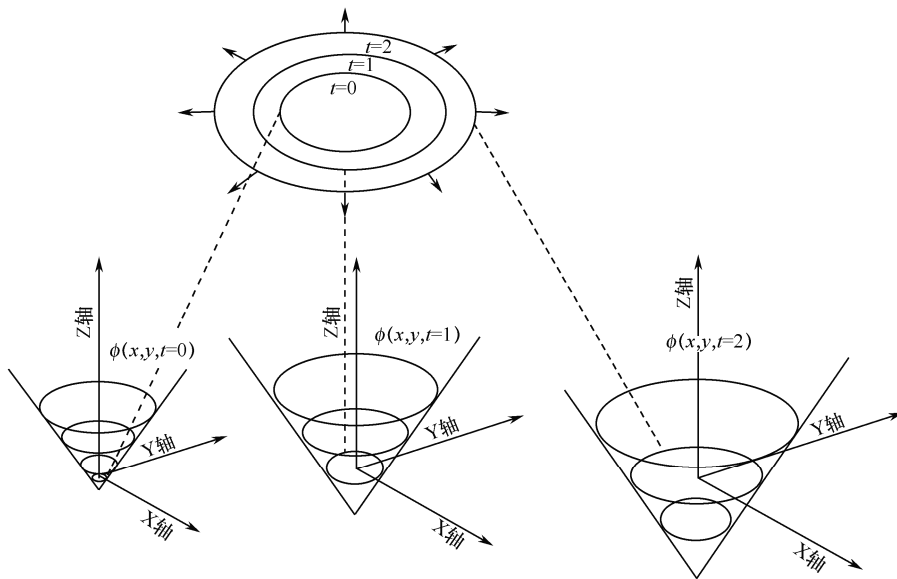


图 8.7.4 曲线进化示意图

从式 (8.55) ~ (8.57) 可以看出, 在给定速度场  $F$  下, 式 (8.57) 就成为了一个标准的 Hamilton-Jacobi 方程。将边界的运动规律用 Hamilton-Jacobi 方程表示, 具有以下优点: 不管边界  $\Gamma$  是否发生拓扑关系改变 (如中断、融合或者出现拐角), 函数  $\phi(x, y, t)$  在拓扑关系发生改变时总能保持完整, 无须改变函数的形式, 只要速度场是平滑的; 可结合离散网格与有限差分法形成数值逼近方法, 以解决时间与空间的微分方程求解问题。如式 (8.57) 可进一步用数值改写为

$$\frac{\phi_{ij}^{n+1} - \phi_{ij}^n}{\Delta t} + (F) \left( \nabla_{ij} \phi_{ij}^n \right) = 0 \text{ 或 } \phi_{ij}^{n+1} = \phi_{ij}^n + \Delta t [\max(F_{ij}, 0) \nabla^+ + \min(F_{ij}, 0) \nabla^-] \quad (8.60)$$

式 (8.60) 中,  $\phi_{ij}^n$  和  $\phi_{ij}^{n+1}$  分别表示像素点  $(i, j)$  在当前与下一步的水平集函数; 而

$$\begin{aligned}\nabla^+ &= [\max(D_{ij}^{-x}, 0)^2 + \min(D_{ij}^{+x}, 0)^2 + \max(D_{ij}^{-y}, 0)^2 + \min(D_{ij}^{+y}, 0)^2]^{1/2} \\ \nabla^- &= [\max(D_{ij}^{+x}, 0)^2 + \min(D_{ij}^{-x}, 0)^2 + \max(D_{ij}^{+y}, 0)^2 + \min(D_{ij}^{-y}, 0)^2]^{1/2}\end{aligned}\quad (8.61)$$

其中,  $D_{ij}^{-x}$ ,  $D_{ij}^{+x}$ ,  $D_{ij}^{-y}$ ,  $D_{ij}^{+y}$  分别表示后向和前向差分

$$D_{ij}^{-x} = \frac{\phi_{i,j} - \phi_{i-1,j}}{\Delta x}, \quad D_{ij}^{+x} = \frac{\phi_{i+1,j} - \phi_{i,j}}{\Delta x}, \quad D_{ij}^{-y} = \frac{\phi_{i,j} - \phi_{i,j-1}}{\Delta y}, \quad D_{ij}^{+y} = \frac{\phi_{i,j+1} - \phi_{i,j}}{\Delta y} \quad (8.62)$$

通过水平集函数  $\phi$  可以容易地确定边界所固有的几何特性, 如:  $\vec{n} = \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}$  表示单位法向量;  $\kappa = \nabla \cdot \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}$  表示平均曲率;  $\text{length}(\Gamma) = \int_{\Omega} \delta(\phi) |\nabla\phi| d\Omega$  表示曲线长度;  $\text{area}(\Gamma) = \int_{\Omega} H(-\phi) |\nabla\phi| d\Omega$  表示曲线内包含的面积。其中,  $H(\phi)$  是 Heviside 函数, 通常用平滑函数  $H_{\varepsilon}(\phi)$  逼近 ( $\varepsilon$  是一个小的常数), 如式 (8.63) 所示

$$H_{\varepsilon}(\phi) = \frac{1}{2} \left[ 1 + \frac{2}{\pi} \arctan\left(\frac{\phi}{\varepsilon}\right) \right] \quad (8.63)$$

$\delta(\phi)$  是 Direc 函数, 通常用平滑的 Heviside 函数  $H_{\varepsilon}(\phi)$  的导数表示如式 (8.64) 所示

$$\delta_{\varepsilon}(\phi) = H'_{\varepsilon}(\phi) = \frac{1}{\pi} \frac{\varepsilon}{\varepsilon^2 + \phi^2} \quad (8.64)$$

水平集函数方法可以很容易地推广到三维或更高维空间。

## 2) GAC 模型和 Chan-Vese 模型

水平集算法一般可以分成两类: 基于边界的水平集算法和基于区域的水平集算法。在基于边界的水平集方法中最为流行的模型就是测地线主动轮廓模型, 在基于区域的水平集算法中最流行的则是 Chan 和 Vese 提出的 Chan-Vese 模型。下面对这两种模型做简单的介绍。

1997 年 Caselles 等人利用图像的梯度信息, 基于平均曲率的变化, 提出了 GAC 模型。GAC 模型可以通过极小化的能量函数得到

$$E^{\text{GAC}}(C) = \int_0^{L(C)} g(|\nabla I(C(s))|) |C'(s)| ds \quad (8.65)$$

其中,  $L(C)$  表示闭合轮廓线  $C$  的长度;  $C(s)$  函数指闭合曲线  $C$ ,  $s$  表示闭合曲线的弧长参数;  $\nabla I$  是图像  $I$  的梯度。与公式 (8.65) 对应的水平集演化方程如下

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = g\left(\alpha + \text{div}\left(\frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}\right)\right) |\nabla\phi| + \nabla g \cdot \nabla\phi \quad (8.66)$$

其中,  $\alpha$  为常数, 它的作用是加速轮廓演化,  $g(\nabla I)$  是边缘停止函数, 是关于图像梯度模  $|\nabla I|$  的递减函数, 一般可定义为

$$g(\nabla I) = \frac{1}{1 + |\nabla G_{\sigma} * I|^2} \quad (8.67)$$

其中,  $G_{\sigma}$  是标准差为  $\sigma$  的高斯核,  $*$  表示卷积。当目标区域边界较强时, 图像梯度模较大,  $g(\nabla I)$  的函数值相对较小, 轮廓线在边界处停止。但是在医学图像中, 有些目标边界较模糊或被噪声污染, 因此由图像梯度构成的驱动力将不准确, 易造成边界错分。

由此, 人们提出了基于区域统计的水平集方法, 这类方法可以利用图像局部或全局统计信息, 使水平集框架能够更好地获得图像的拓扑关系, 使分割结果更精确。具有代

表性的方法则是 Chan-Vese 模型。

Chan-Vese 模型的基本原理如下：

2001 年 Chan 和 Vese 提出了 Chan-Vese 模型,其可以说是 1989 年 Mumford D 和 Shah J 提出的 Mumford-Shah 模型的一个特例。

Chan-Vese 模型的能量函数为：

$$F^{CV}(c_1, c_2, C) = \lambda_1 \iint_{\text{inside}(C)} |I(x, y) - c_1|^2 dx dy + \lambda_2 \iint_{\text{outside}(C)} |I(x, y) - c_2|^2 dx dy \quad (8.68)$$

其中,  $C$  表示区域边界,  $\text{inside}(C)$  和  $\text{outside}(C)$  表示曲线  $C$  的内部区域和外部区域;  
 $c_1$ ,  $c_2$  表示内部区域和外部区域的平均灰度值。

引入水平集函数  $\phi$ , Heaviside 函数和 Dirac 函数 (Heaviside 函数的导数), 将式 (8.68) 最小化解出  $c_1$ ,  $c_2$

$$c_1(\phi) = \frac{\iint_{\Omega} I(x, y) \cdot H(\phi) dx dy}{\iint_{\Omega} H(\phi) dx dy} \quad (8.69)$$

$$c_2(\phi) = \frac{\iint_{\Omega} I(x, y) (1 - H(\phi(x, y))) dx dy}{\iint_{\Omega} (1 - H(\phi(x, y))) dx dy} \quad (8.70)$$

相应的水平集演化函数为

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta(\phi) (\mu \nabla \left( \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) - (\mu - c_2)^2 + (\mu - c_1)^2) \quad (8.71)$$

图 8.7.5 是运用 Chan-Vese 模型对血管图像进行分割的结果。

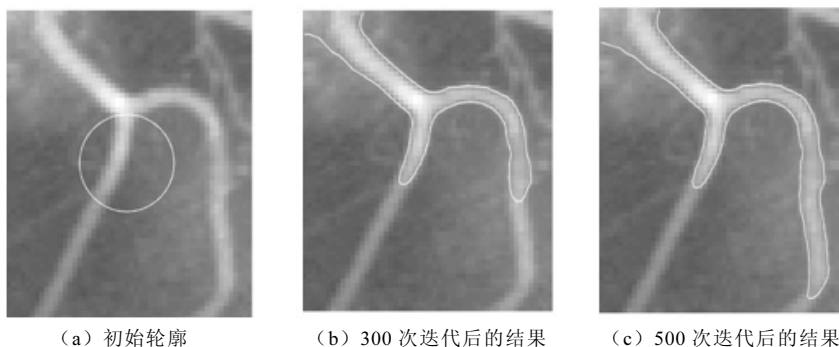


图 8.7.5 Chan-Vese 模型分割血管示例图

图 8.7.6 是运用 GAC 模型对乳腺超声图像中的病灶进行分割的结果。

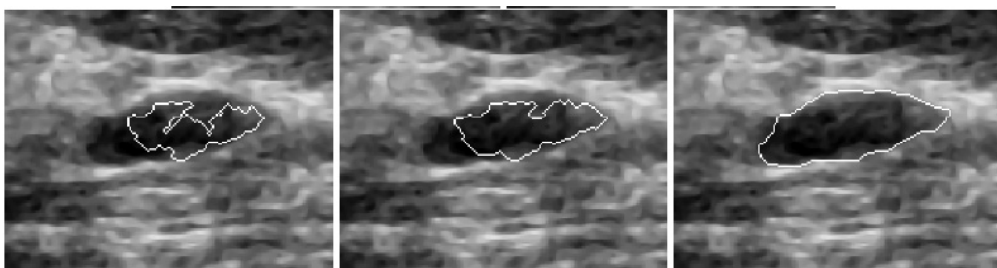


图 8.7.6 利用 GAC 模型分割乳腺超声图像中的病灶示例图

## 8.8 医学图像分割技术的评估

由于对象的复杂多样性,医学图像分割算法都是针对某些具体分割任务和某一类图像的,几十年来一直在持续发展中。本章所介绍的内容只是医学图像分割研究中最简单、最常用也是最具代表性的内容。实际上还有很多的医学图像分割算法,例如基于马尔可夫随机场的分割方法、图谱引导的方法、基于神经网络等分类器的利用模式识别理论分割的方法等。因为不同的分割算法在性能上存在差异,因此需要对图像分割的结果进行评价研究。本节将简单介绍医学图像分割的评价问题。

医学图像分割技术的评估方法一般可分为分析法和实验法。分析法是通过分析算法的原理和特性的分析直接对分割算法本身进行检验和评估。但是,并不是分割算法的所有特性都可以通过分析研究得到的,直到现在,由于图像分割基本理论的缺乏,分析方法在实践中很少得到应用。实验法则是通过实现一个分割算法的实例对分割结果进行评价研究,相对分析法,实验评估的方法更具有实际意义,更容易得到专家的认可。

当前,有关医学图像分割评价的实验方法已经提出了很多。评价测度就是衡量算法优劣的各种数学指标,目前能够查阅到的评价测度有很多,这里例举最典型的4个评价测度:可靠性、精确性、区域统计特性和分割效率。

### 1) 可靠性

可靠性是指利用统计学规律考虑图像分割的各个变化因素对图像进行重复分割的影像,衡量分割结果之间的接近程度。在评价分割算法的可靠性时需要考虑:(a)在成像过程中患者身体位置的不同,会导致图像的旋转等;(b)人机交互中手工操作的变化,会导致算法的初始状态不同。可靠性可以通过以下三个方面来考察:同一个操作者对一幅图像中的目标使用同一分割算法进行多次分割;多个操作者对同一幅图像中的目标采用同一种分割算法各进行一次分割;同一个操作者对多次扫描的同一部位的多幅图像中的目标采用同一分割算法分别进行分割。

采用上述三种方法可以获得三组分割结果,设 $S_1, S_2, \dots, S_n$ 为其中一组分割结果,则采用如式(8.72)所示的可靠性计算公式

$$P = \frac{|S_1 \cap S_2 \cap \dots \cap S_n|}{|S_1 \cup S_2 \cup \dots \cup S_n|} \quad (8.72)$$

式(8.72)中,分子多次分割结果相重叠的像素个数,分母表示多次分割结果得到的像素并集中像素的个数。因此会得到三个可靠性测度 $P_1$ ,  $P_2$ 和 $P_3$ ,它们分别代表了操作者自身误差、操作者间误差和成像设备误差(严格地说其也包含操作者误差)。 $P$ 值越接近1代表算法对外界条件的适应性越强,可重复性就越好。

### 2) 精确性

精确性反映算法分割结果与金标准的一致性程度。其有四种描述方法:像素法、区域法、点对法和边界法。像素法就是计算错误分割的像素数占参考像素总数的比例;区域法是主要测量面积或体积的一致性;点对法是在连续分割结果的边界上首先找到对应的点对,然后测量它们的一致程度;边界法则是比较分割边界与参考边界如人工获取的目标边界的贴近程度。这四种方法统一的可利用基于距离的测度和基于区域的测度反映。

在基于距离的测度中, 设分割算法得到的边界点的集合为  $B = \{b_i : i=1, \dots, K\}$ , 金标准的边界点的集合为  $T = \{t_i : i=1, \dots, N\}$ , 点到边界的距离定义为:  $d(b_i, T) = \min_{n=1, \dots, N} |b_i - t_n|$ 。

对于一幅图像, 可以计算出如式 (8.74) ~ (8.76) 三个基于距离的测度。

平均绝对偏差:

$$\text{MAD} = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K d(b_i, T) \quad (8.73)$$

最大绝对偏差:

$$\text{maxD} = \max_{i=1, \dots, K} \{d(b_i, T)\} \quad (8.74)$$

误差范围在  $e$  个像素以内的像素比例:

$$\text{PE} = \frac{|\{d(b, T) < e\}|}{K} \quad (8.75)$$

在采用基于区域 (面积或体积) 的测度中, 为简单起见, 假设一幅图像仅包含一个目标区域, 其他为背景, 设集合  $S$  代表分割算法得到的目标区域的像素点集合, 集合  $T$  代表金标准的目标区域的像素点集合,  $I$  表示整幅图像的像素集合, 则可定义如下四个测度。

真阳性:  $\text{TP} = S \cap T$ ;

假阳性:  $\text{FP} = S - T$ ;

假阴性:  $\text{FN} = T - S$ ;

真阴性:  $\text{TN} = I - T - S$ 。

这四个测度可以用类似文氏图的形式表达, 如图 8.8.1 所示。

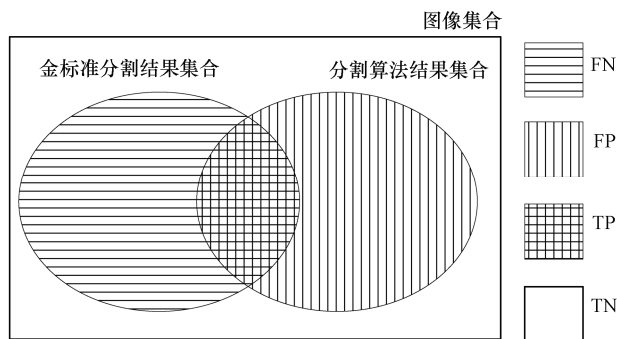


图 8.8.1 基于区域的精确性评价测度示意图

在此基础上再定义如式 (8.77) ~ (8.80) 所示的四个比例:

$$\text{TPF} = \frac{|\text{TP}|}{|T|} \quad (8.76)$$

$$\text{FNF} = \frac{|\text{FN}|}{|T|} \quad (8.77)$$

$$\text{FPF} = \frac{|\text{FP}|}{|I - T|} \quad (8.78)$$



$$\text{TNP} = \frac{|\text{TN}|}{|I - T|} \quad (8.79)$$

TPF 表示真阳性目标像素数占目标区域所有正确像素数的比例；FNF 表示漏分割目标像素数占目标区域所有正确像素数的比例；FPF 表示将背景像素错误地分割为目标像素的数目占背景正确像素数的比例；TNF 表示分割出来的背景像素数占正确背景像素数的比例；若图像区域的尺寸与目标区域的尺寸比例合适，则分割算法可以通过绘制 TPF 和 FDF 的接收者操作特性曲线（receiver operating characteristic curve, ROC）得到评价和优化。而错误比例通过 ROC 方法来评价不合适，可以通过式（8.81）评价

$$\text{FF} = 1 - \frac{|\text{FP}| + |\text{FN}|}{|T|} \quad (8.80)$$

将上述结果中的普通集合换成模糊集合，得到的测度就是改进了的模糊集精确性测度。

### 3) 区域统计特性

在有些情况下，分割结果没有金标准可供参考，因此产生了无监督评价方法。它采用区域的统计学特性（灰度均匀性、纹理特征等）作为测度。基本的测度包括：区域内均匀性、区域内差异性和区域间差异性。在此不做详细介绍。

### 4) 分割效率

效率是指计算机和用户参与的用于算法训练和执行的总时间。完成一次分割任务所用时间也是一项重要的测度，可以分为人工操作时间和计算机运算时间两部分。人工操作时间又分为初始化算法时间和训练算法时间。计算机运算时间又分为算法的学习（训练）时间和算法运算时间。值得一提的是，效率不仅仅和采用的算法本身有关，也和采用的算法的实现方法（如 Matlab, C++等）有关，与采用的软件硬件平台（操作系统、处理器、内存容量等）有关。因此，在描述算法效率的同时，也必须明确算法的实现方法及软硬件的资源情况。

另外，目前较为准确并为大家广泛接受的组织分割方法，仍然是通过有丰富解剖知识和临床诊断经验的医生，经过专门训练，在图像上用鼠标直接勾勒出组织结构的边界。当然这个很费时费力，并且取决于分割者的经验和水平。但对于组织分割的结果评价，目前仍没有一个金标准，较常用的评估方法有专家目测、体模验证、蒙特利尔神经研究所推出的人体计算机化解剖图谱以及近年出现的可视人数据库（visible human database, VHD）。一些专家倾向于用 VHD 作为组织分割的金标准（gold—standard）。国外一些实验室建立了一些标准的测试图像库如 Massachusetts General Hospital 的形态特征分析中心（morphometrics analysis）提供的 IBSR（internet brain segmentation repository）的网络脑分割数据库，蒙特利尔神经研究所（Montreal neurological institute, MNI）提供的仿真人脑数据库，称做 Brain Web，哈佛医学院提供的 SPL & NSG 脑肿瘤数据库等。

虽然国内外有许多研究者都在进行分割研究，提出了许多有效的方法，也有许多软件问世，但是很少能够在临床上得到广泛应用。用一个全面的医学图像数据集合来客观评价医学图像分割是将分割算法向临床应用推进的关键一步。然而，目前对某一医学图像分割算法的评价，大部分情况都是通过目测分割结果的方法来给出定性的评价，很难给出客观的、系统的、定量的评价。究其原因，主要存在如下两个问题：

① 不同的组织或器官，不同的成像模式，使得医学图像之间的差别会很大。一种图

像分割方法可能仅对一种图像分割有效，无法得到一种通用的分割方法，得到算法的客观评价则更难；

② 对于同一幅医学图像，不同的医学图像专家可能会给出不同的分割结果，因此很难确定医学图像分割的金标准。

综上所述，目前对医学图像分割算法的评价主要还是以主观评价为主，尽管主观评价存在很多缺点，但是，由于医学图像的复杂性以及图像分割理论的不完善，人们还难以完全用客观评价的方法对医学图像分割算法进行评价，因此，在今后若干年，对医学图像分割算法的主观评价仍将占主导地位。

## 第 9 章 医学图像配准

图像配准是指对一幅图像进行一定的几何变换映射到另一幅图像中，使得两幅图像中的相关点达到空间上的一致。医学图像配准是医学图像处理过程中的一项基本任务，临床上通常需要对同一个病人进行多种模式或同一种模式的多次成像，即同时从几幅图像获得信息，进行综合分析。利用图像配准技术，继而将上述图像融合起来，在同一幅图像上同时表达人体的多方面信息，从医学影像上反应人体的内部结构和功能状态，更加直接提供人体解剖和生理病理信息。例如：X-CT 具有高分辨率，SPECT 和 PET 具有功能成像的优势。再如，核磁共振成像可以实现多参数成像，利用图像配准和融合技术可以将不同的参数图像（如  $T_1$  加权图像和  $T_2$  加权图像）融合在一起，从而起到多信息同时可视化的作用。

### 9.1 医学图像配准定义

#### 9.1.1 数学模型

图像配准可以定义为两幅图像在空间和灰度上的一一映射的过程，也就是说，将两幅图像中对应于空间同一位置的点联系起来，这里的映射一般称为变换。数学语言描述为：若用给定尺寸的二维矩阵  $I_1$  和  $I_2$  表示两幅图像， $I_1(x,y)$  和  $I_2(x,y)$  分别表示相应位置  $(x,y)$  上的灰度值，则图像间的配准关系可用下面的公式来表示：

$$I_2(x,y) = g(I_1(f(x,y))) \quad (9.1)$$

其中， $g$  则表示一个一维亮度变换； $f$  代表一个二维空间坐标变换，即

$$(x',y') = f(x,y) \quad (9.2)$$

图像配准问题的任务包括找到最优的空间和亮度变换关系，使得图像相对于失配源得到匹配。通常情况下亮度变换  $g$  在图像预处理阶段就得到了纠正，所以寻找两幅图像之间的空间变换或几何变换是配准的关键。该变换一般可参数化为两个单值函数  $f_x$  和  $f_y$ ：

$$I_2(x,y) = I_1(f_x(x,y), f_y(x,y)) \quad (9.3)$$

#### 9.1.2 医学图像配准定义的概念

所谓医学图像配准，即通过寻找一种空间变换，使两幅图像的对应点达到空间位置和解剖位置的完全一致，如图 9.1.1 所示。配准的结果应使两幅图像上所有解剖点，或至少是所有具有诊断意义的点及手术感兴趣的点都达到空间上的一致。这种一致是指人体上的同一解剖点在两张匹配图像上有相同的空间位置。配准结果应使两幅图像上的所有解剖点，或至少是医学诊断感兴趣的特征点匹配。

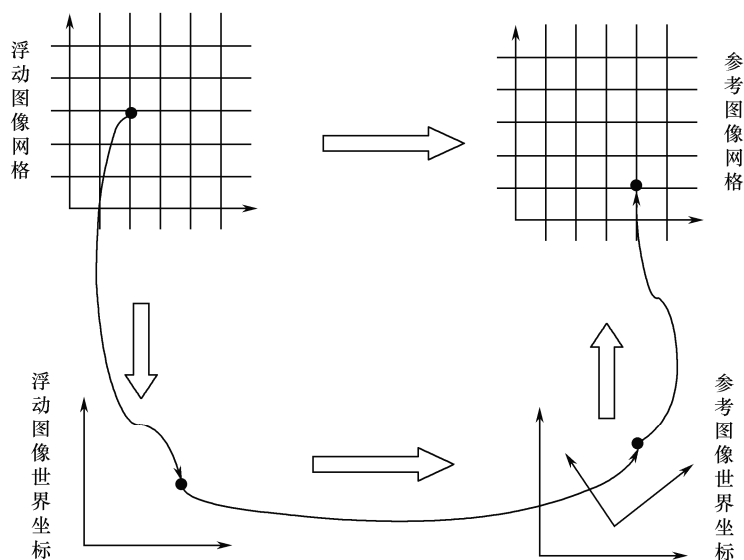


图 9.1.1 图像配准定义

假设有两幅人体图像，由于成像条件不同，两幅图像分别只反映了人体某些方面的特征信息。为了将两幅图像在空间上对齐，需要对其中一幅图像施加几何变换。将需要施加变换的图像定义为浮动图像  $F$ ，另一幅保持不动的图像定义为参考图像  $R$ ，图像配准的本质是寻找这样的空间变换  $T$ ，使得

$$T = \arg \max_T C(F(x), R(T(x))) \quad (9.4)$$

其中  $C$  是配准价值函数，目的是衡量待配准图像之间的匹配程度。

## 9.2 医学图像配准的基本框架

医学图像配准技术是特征空间、搜索空间、搜索算法和相似性测度四个不同方法的组合。特征空间是指从参考图像和浮动图像中提取的可用于配准的特征；搜索空间是进行变换的方式以及变换范围；搜索算法决定下一步的具体方向以得到最优的变换参数；相似性测度是用来度量图像间相似性的一种标准。

按照这种组合，得出一般配准的基本步骤如下：

- ① 首先根据待配准数据的特性确定配准模型，包括选择适合的特征空间和变换搜索空间，并根据特征空间的具体形式定义图像之间的相似性测度函数。
- ② 每次对浮动图像施加变换，计算变换后的浮动图像和参考图像所能达到的相似度。不断改变变换参数，使得相似性测度函数达到最优。这个过程需要选择有效的搜索算法实现，即配准实际上可以转化为多参数的最优化问题。
- ③ 由配准模型求解出配准变换参数后，将其作用于浮动图像。变换后的浮动图像被认为和参考图像达到了空间上的匹配，即两幅图像对应的各点位置已经一一配准。配准步骤如图 9.2.1 所示。

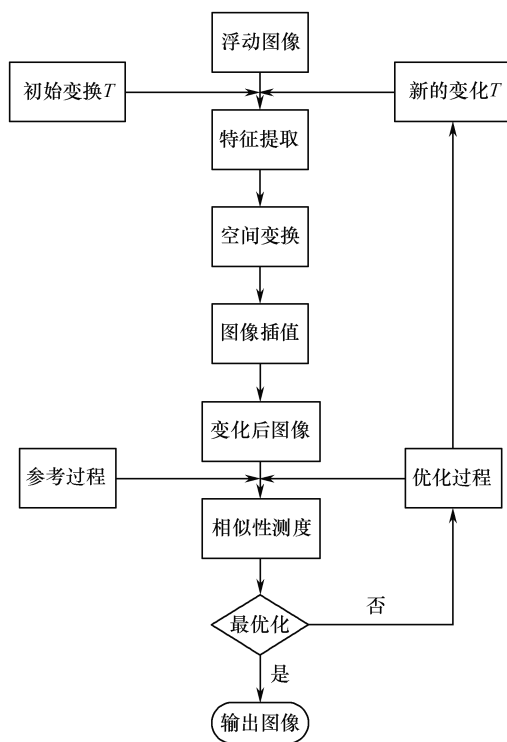


图 9.2.1 医学图像配准步骤

### 9.2.1 特征空间

图像配准中使用的图像特征通常决定了这个方法适合于何种图像，因此有重要的实际意义。图像基本特征包括灰度、特征点、线、边缘轮廓和纹理。其中，特征点是图像中满足一定结构要求的像素点，边缘是指图像中关于灰度或色彩变化不连续而形成的边界，纹理是由大量有序的相似基元或模式排列而成的一种结构。

根据特征空间，可以归纳出如下两种配准方法：基于像素和基于特征的图像配准方法。

① 基于像素的配准方法直接利用了图像的灰度数据进行配准，不需要将图像原始数据进行预分割。但为了降低噪声的负面影响通常要对图像进行预处理，增加或均匀像素的分辨率。在离散坐标的网格上直接进行像素灰度级匹配是可行的，但为了得到亚像素级的精度经常要在一个连续的框架中操作，将图像在离散域和连续域中进行一致，则需要用到插值技术。常用的插值技术有最近邻插值法、双线性插值法和立方卷积插值法（参见 9.5 节）。

② 基于特征的配准方法建立在已从图像中抽取特征集基础上，根据图像特征来确定配准参数。这时特征集的维数通常会少于原始数据集的维数。基本的形变函数就处于特征集中，在没有信息可利用的地方就进行插值处理。特征提取过程是非线性的，往往要用到阈值计算。在基于特征的配准方法的特征空间可以是点、直线、曲线、边缘、曲面等。

9.2.2 搜索空间（几何变换）

对所有图像配准技术而言，最根本的问题就是找出适当的图像变换或映射类型以正确匹配两幅图像。搜索空间是指在配准过程中对图像进行变换的范围及变换的方式。图像变换分为全局变换和局部变换。全局变换是指整幅图像的空间变换都可以用一个变换公式或变换矩阵描述，如平移、旋转、缩放等。局部变换在图像上没有统一的变换规则，变换参数和图像具体位置有关，随着像素位置的不同而不同。对于刚性配准，一般的全局变换就可以满足要求。而对于非刚性配准，通常需要对图像进行分段处理，用局部变换精确对齐。

表 9.1 图像的变换模型（★代表满足条件）

	反 转	旋 转	平 移	缩 放	投 影	扭 曲
刚体变换	★	★	★			
仿射变换	★	★	★	★		
投影变换	★	★	★	★	★	
非线性变换	★	★	★	★	★	★

根据图像中目标对象的形变形式不同，变换有线性变换和非线性变换两种。其中，线性变换包括刚性变换（rigid body transformation）、仿射变换（affine transformation）和投影变换（projective transformation）。它们是常用的图像变换方法。

下面对表 9.1 中的变换方法进行一一介绍。

1) 刚性变换

刚性变换是指在变换前后的两个平面中，物体内部任意两点之间的距离保持不变的一种坐标变换方法。刚性变换可分解为平移、旋转和反转（镜像）。以二维空间为例，点  $(x,y)$  经刚性变换到点  $(x',y')$  的变换公式为

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \varphi & \pm \sin \varphi \\ \sin \varphi & \mp \cos \varphi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix} \quad (9.5)$$

其中， $\varphi$  为偏转角， $\begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix}$  为平移向量。

刚性变换通常用来配准含有刚性物体的图像，例如骨骼图像以及头骨及脑膜均处于非开放状态的脑图像。刚体配准也可以应用于物体形变不是太大的物体，如连续组织切片及序列 MR 图像的近似配准，以及物体灰度变化不大的图像，如功能性序列 MR 图像的配准。

对于人脑这类刚性或者类刚性物体，可以忽略处理过程中的局部形变，在配准时只考虑平移和旋转这样的刚性变换参数。二维空间上的刚性变换有 3 个变换参数：两个平移量和一个旋转量。三维空间上的刚性变换有 6 个变换参数：三个平移量和绕三个坐标轴的旋转量。

如图 9.2.2 中，(a) 为原始图像，(b) 为 a 向下平移 40 个像素，向右平移 30 个像素，然后逆时针旋转  $30^\circ$  后得到的图像。这里采用双线性插值技术进行灰度级插值。

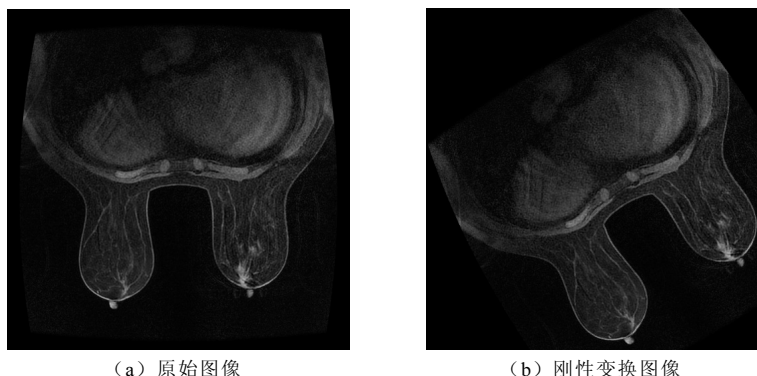


图 9.2.2 刚性变换

## 2) 仿射变换

仿射变换是指在变换前后的平面中,任意两条直线间的平行关系保持不变,它比刚性变换多了缩放变换。这种变换将直线依然映射为直线,且保持直线间的平行关系但不保持直线段长度和它们的角度。仿射变换通过增加图像每一维度上的比例变化和缩放因子来扩展刚体变换的自由度。仿射变换可以分解为线性(矩阵)变换和平移变换。

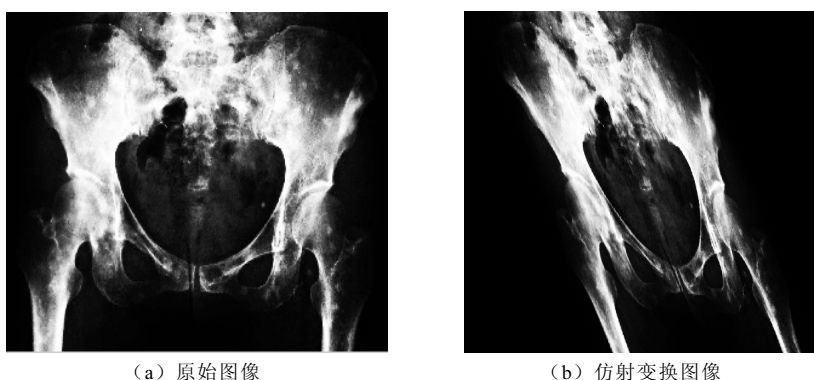


图 9.2.3 仿射变换

在二维空间中,点 $(x,y)$ 经仿射变换到点 $(x',y')$ 的变换公式为

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix} \quad (9.6)$$

其中,  $\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix}$  为实矩阵。二维仿射变换有 6 个变换参数,而三维仿射变换则有 9 个变换参数。

图 9.2.3 是原图像进行仿射变换后的图像,其中  $\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$ ,  $\begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix}$ 。

## 3) 投影变换

投影变换是指变换前的直线在变换后仍为直线,但相互之间的平行关系一般并不能保证。这种变换反映了从不同距离对目标成像时在成像系统中引起的变形,主要用于二

维投影图像与三维立体图像之间的配准。投影变换可以用高维空间上的线性（矩阵）变换表示。在高维空间中，点  $(x, y)$  经投影变换到点  $(x', y')$  的变换公式为

$$x' = \frac{a_{11}x + a_{12}y + a_{13}}{a_{31}x + a_{32}y + a_{33}} \quad y' = \frac{a_{21}x + a_{22}y + a_{23}}{a_{31}x + a_{32}y + a_{33}} \quad (9.7)$$

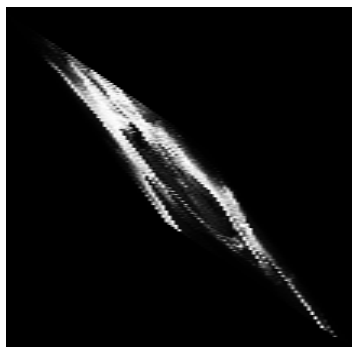
其中， $\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$  为实矩阵。投影变换与仿射变换不同的是变换前后直线间的平行

关系可能发生变化。图 9.2.4 是原图像进行投影变换后的图像，其中  $\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} =$

$$\begin{bmatrix} 0.5 & 1 & 0 \\ 0.5 & 2 & 0 \\ 1 & 0 & 1 \end{bmatrix}。$$



(a) 原图像



(b) 投影变换图像

图 9.2.4 投影变换

#### 4) 非线性变换

如果第一幅图像中的一条直线经过变换后映射到第二幅图像上不再是直线，则这样的变换称为非线性变换，所以非线性变换也称为弹性形变。它常用于图谱配准或者具有全局形变的胸、腹部等脏器的配准。使用较多的变换函数是多项式函数，如二次、三次函数及薄板样条函数，有时也使用指数函数。也可以建立弹性模型实现局部形变，将物体的受力与形变关系联系起来。弹性模型一般没有统一的数学描述，要根据不同的图像形变成因构建相应的模型。

在二维空间中，点  $(x, y)$  经非线性变换到点  $(x', y')$  变换公式为

$$(x', y') = F(x, y) \quad (9.8)$$

其中， $F$  表示把第一幅图像映射到第二幅图像上的任意一种函数形式。典型的非线性变换有多项式变换。在二维空间中，多项式函数可写成如下形式：

$$\begin{aligned} x' &= a_{00} + a_{10}x + a_{01}y + a_{20}x^2 + a_{11}xy + a_{02}y^2 + \cdots \\ y' &= b_{00} + b_{10}x + b_{01}y + b_{20}x^2 + b_{11}xy + b_{02}y^2 + \cdots \end{aligned} \quad (9.9)$$

非线性变换比较适合那些具有全局性形变的图像配准问题，以及整体近似刚体但局



部有形变的配准情况。在图像配准中,应该根据具体情况选择变换模型,建立图像之间的空间映射关系。映射关系可以基于 2D/2D、3D/3D 或者 2D/3D。

### 9.2.3 搜索算法

图像配准的本质是一个多参数多峰值优化问题,在给定搜索空间上寻求相似性测度函数的最优解。因此,根据配准模型选择合适的搜索算法十分重要。快速有效的搜索算法可以大大地节省计算时间,提高配准精度,为实时图像处理提供可能。多参数优化方法大致可以分为两类:局部方法和全局方法。局部方法利用局部有限的信息来改进初始模型,对初始模型有很大的依赖性,容易陷入局部极值区。全局方法可以找到搜索空间中的全局最优解,但是计算量相对较大,速度比局部方法慢。

局部方法需要借助某些信息来确定搜索方向,最常见的方法是目标函数的梯度值, Powell 法、梯度法、共轭梯度法、牛顿法等都属于此类。梯度是目标函数值的导数,梯度绝对值越大,表示函数值的变化越明显。这一类方法隐含的思想是根据相似性测度函数下降最快的方向,继续进行最优化搜索,并认为梯度直接或者间接地指向了函数最优解。因此,用这类方法配准时,除了计算相似性测度函数值之外还要计算其梯度公式。也有些局部搜索避免了梯度信息的计算,如下山单纯形法,它通过对非退化多面体的一系列操作,收敛到相似性测度函数的最优解。

全局方法具有复杂的理论背景和较强的搜索能力,如遗传算法、模拟退火和 PSO 等。这几种算法有一个共同的特点,就是都具有随机搜索的特性:遗传算法是对自然界中生物生存竞争过程的模拟;模拟退火来源于物理学中固体退火过程;PSO 模仿了鸟类的觅食行为。算法的随机特性是避免局部极值的关键。另外还有一类确定性的全局搜索方法,类似于穷尽搜索,但由于速度很慢,实用性很低,在配准中研究得较少。

现在常用的一种技术是将全局和局部方法的优势结合,提高搜索效率。如冯林采用 PSO 和 Powell 的混合算法,PSO 能够搜索到全局最优解附近的较优解,而 Powell 具有极强的局部寻优能力,混合算法可以有效地提高配准精度。R.He 实现了多分辨率策略,在低分辨率上采用连续域上的遗传算法 (genetic algorithm continuous space, GACS),高分辨率上采用 DIRECT 全局优化方法搜索。

### 9.2.4 相似性测度

在图像配准中,由于视场变化和特征的不一致性,从粗层次匹配到细层次匹配阶段会出现误匹配,需要剔除这些误匹配。对相似性测度影响最大的点,很可能是不正确的匹配,首先予以剔除,用剩下的匹配点计算图像变换参数。这样就克服了图像灰度等级不一致引起的困难,解决了特征不一致的问题。为此,需要选取和确定相应的相似测度。相似性测度是对两幅图像匹配程度进行衡量的指标量,和特征空间密切相关。从待配准图像中提取配准特征后,由相似性测度函数的计算决定在当前所取的变换模型下图像是否被正确匹配。

在图像配准过程中,相似性测度的选择有一定要求。好的相似性测度函数应该在配准过程中真实反映图像匹配程度,可靠性高,不受其他因素的干扰。而且,相似性测度函数以配准变换为自变量,要求函数曲线尽量平滑,局部极值少,便于搜索全局最优值。

另外,多模态配准还要求相似性测度能够很好地表达异模态图像之间的灰度关系。早期相似性测度考虑图像特征的几何距离或者灰度差值平方和,计算相对简单,但是精度不高。基于灰度统计信息的相似性测度包括图像矩、相关系数等,其中熵和互信息是当前发展比较成熟,应用比较广泛的标准。除了在时域内分析外,还可以用基于傅立叶域的互相关法和相位相关法建立相似性度量。常用的简单相似性测度共分为三种:距离测度、角度度量法和相关度量法。

## 1. 距离测度

### 1) 均方根误差

两图像匹配均方根差即灰度矢量  $\mathbf{X}$  与矢量  $\mathbf{Y}$  之差的模平方根:

$$\mathbf{X} - \mathbf{Y} = (x_1 - y_1, x_2 - y_2, \dots, x_N - y_N) \quad (9.10)$$

$$S = \sqrt{|x_1 - y_1|^2 + |x_2 - y_2|^2 + \dots + |x_N - y_N|^2} \quad (9.11)$$

$x_i, y_i, i=1, \dots, N$  表示对应位置处的灰度值,  $\mathbf{X} = (x_1, x_2, \dots, x_N), \mathbf{Y}$  同理。

### 2) 差绝对值和误差

两幅图像匹配的差绝对值和 (Absolute Difference) 就是指灰度矢量  $\mathbf{X}$  与矢量  $\mathbf{Y}$  之差的绝对值之和误差。

$$\mathbf{X} - \mathbf{Y} = (x_1 - y_1, x_2 - y_2, \dots, x_N - y_N) \quad (9.12)$$

$$S = |x_1 - y_1| + |x_2 - y_2| + \dots + |x_N - y_N| = \sum_{i=1}^N |x_i - y_i| \quad (9.13)$$

$x_i, y_i, i=1, \dots, N$  表示对应位置处的灰度值,  $\mathbf{X} = (x_1, x_2, \dots, x_N), \mathbf{Y}$  同理。

### 3) 兰氏距离

兰氏距离是由 Lance 和 Williams 最早提出的,故称兰氏距离。当全部数据大于零,即  $x_i > 0$  时,可以定义为第  $i$  个样品与第  $j$  个样品之间的兰氏距离:

$$S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{|(x_i - y_i)|}{|x_i| + |y_i|} \quad (9.14)$$

其中,  $i, j = 1, 2, \dots, N$ 。兰氏距离是一个无量纲的量,其受奇异值的影响较小。

### 4) 马氏距离 (Mahalanobis)

$$d_M(\mathbf{X}, \mathbf{Y}) = (\mathbf{X} - \mathbf{Y})^T \sum_{\mathbf{Y}}^{-1} (\mathbf{X} - \mathbf{Y}) \quad (9.15)$$

其中,假设基准模板  $\mathbf{Y}$  是具有协方差矩阵正态分布。Mahalanobis 距离测量度考虑了基准模板特征的离散程度,其获得的分类能力要有别于前两种距离测度。

### 5) 绝对差

$$E(i, j) = \sum_{x=0}^{u-1} \sum_{y=0}^{v-1} |S(i+x, i+y) - R(x, y)| \quad (9.16)$$

$S(x, y), R(x, y)$  分别表示两幅图像的像素值。

### 6) Hausdorff 距离

设  $a, b$  分别为  $S, R$  中的某一特征点,  $a$  点到  $R$  中任意一点的距离记为:  $\|a - b\|$ ,

那么  $a$  点到  $R$  的最小距离记为:  $d_R(a) = \min_{a \in S} \|a - b\|$ ,  $S$  中所有的点到  $R$  中所有的点的最大值记为:  $H(S, R) = \max_{a \in S} d_R(a)$ , 即为图像  $S$ ,  $R$  之间的 Hausdorff 距离。

## 2. 角度度量法

$$\cos[\theta(i, j)] = \frac{\sum_{x=0}^{u-1} \sum_{y=0}^{v-1} S(i+x, j+y) \times R(x, y)}{\sqrt{\sum_{x=0}^{u-1} \sum_{y=0}^{v-1} S^2(i+x, j+y) \times \sum_{x=0}^{u-1} \sum_{y=0}^{v-1} R^2(x, y)}} \quad (9.17)$$

$$\rho(x) = \begin{cases} |x| & |x| \leq \tau \\ \tau & |x| \geq \tau \end{cases}$$

$$d_M(S, R) = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^{M \times N} \rho(d_R(i))$$

$$C_F(w, v) = S_F(w, v) \times R_F(w, v)^*$$

其中,  $S(x, y), R(x, y)$  分别表示两幅图像的像素值。

## 3. 相关度量法

相关度量法可分为时域内相关度量法和频域内相关度量法, 以下分别叙述。

时域内相关:

$$C(i, j) = \frac{\sum_{x=0}^{u-1} \sum_{y=0}^{v-1} S(i+x, j+y) \times R(x, y)}{\sum_{x=0}^{u-1} \sum_{y=0}^{v-1} S^2(i+x, j+y)} \quad (9.18)$$

频域内相关:

设  $S(i+x, j+y)$  的傅里叶变换为  $S_F(w, v)$ ,  $R(x, y)$  的傅里叶变换为  $R_F(w, v)$ 。  
 $S(i+x, j+y)$  为标准参考图像在起始点  $(i, j)$  处取得的与待配准图像  $R(x, y)$  大小一样的小块图像。

$$C_F(w, v) = S_F(w, v) \times R_F(w, v)^* \quad (9.19)$$

$$C(i, j) = \text{FFT}^{-1} \{C_F(w, v)\} \quad (9.20)$$

其中,  $R_F(w, v)^*$  为  $R_F(w, v)$  的共轭。

# 9.3 医学图像配准的主要方法及其分类

根据成像模式的不同, 以及配准对象间的关系等, 医学图像配准可有多种不同的分类方法。图像配准方法可以按照 9 种不同的标准进行分类, 如表 9.2 所示。

## 1) 按图像维数分类

按图像维数分为 2D/2D、2D/3D 以及 3D/3D 配准。2D/2D 配准通常指两个断层面间的配准; 2D/3D 配准通常指空间图像和投影图像 (或者是单独的一个层面) 间的直接配准; 3D/3D 配准指两幅三维空间图像间的配准。

表 9.2 图像配准方法的分类

分 类 标 准	分 类
维度	2D/3D 配准、2D/2D 配准、3D/3D 配准
图像特征	基于外部特征的配准、基于内部特征配准、图像无关配准
变换性质	刚性变换、仿射变换、投影变换、非线性变换
变换域	全局变换、局部变换
交互性	手动配准、半自动配准、全自动配准
优化方法	参数计算法、参数优化法
配准主体	同一患者的配准、不同患者的配准、患者与图谱图像配准
模态	单模态配准、多模态配准
配准部位	头部配准、胸部配准、腹部配准等

2) 按配准所基于的图像特征分类

根据配准所基于的图像特征分为基于外部特征和基于内部特征的两大类。外部特征的图像配准是指在研究对象上设置一些标记点（这些标记点可以是立体定位框架、在颅骨上固定螺栓和在表皮加上可显像的标记），使这些标记点能在不同的影像模式中显示，然后用自动、半自动或交互式的方法用标记将图像配准。基于内部特征的配准方法主要包括三个方面：基于标记的配准方法、基于分割的配准方法、基于像素特性的配准。基于标记的配准方法分为解剖知识的标记（如利用人体特殊的解剖结构，一般由人工直接描述）和基于几何知识的标记（如运用数学知识得到大量的点、线、面的曲率、角落特征等）；基于分割的配准指通过图像分割获得一些配准标记；基于像素特性的配准方法是把图像内部的灰度信息值作为配准的依据，又可分为两种：一是把图像灰度信息简约成具有一定的尺度和方向的集合（如力矩主轴法），二是在配准过程中始终使用整幅图像的灰度信息（如互相关法、最大互信息法）。

3) 按变换性质分类

根据变换的性质可分为刚性变换、仿射变换、投影变换和曲线变换四种。刚性变换只包括平移和旋转；仿射变换将平行线变换为平行线；投影变换将直线映射为直线；曲线变换则将直线映射为曲线。

4) 根据配准的变换区域分类

配准时的变换区域根据实际需要分为局部配准和全局配准。局部变换一般很少直接使用，因为它会破坏图像的局部连续性，且变换的双映射性会影响图像的再采样。一般刚性和仿射多用于全局变换，而曲线变换多用于局部变换。

5) 按用户交互性的多少进行分类

根据用户参与的程度，分为自动配准、半自动配准和交互配准。自动配准是用户只需要提供相应的算法和图像数据；半自动配准是用户须初始化算法或指导算法（如拒绝或接受配准假设）；交互配准是用户在软件的帮助下进行配准。

6) 根据配准过程变换参数确定的方式分类

根据配准过程中变换参数确定的方式可以分为两种：一是通过直接计算公式得到变换参数的配准。二是通过在参数空间中寻求某个函数的最优解得到变换参数的配准。前

者完全限制在基于特征信息（例如小数目的特征点集、二维曲线、三维表面）的配准应用中。后者所有的配准都变成一个能量函数的极值求解问题。

#### 7) 根据配准主体的分类

根据主体可分为：①同一患者的配准。指将来自同一个患者的待配准图像，用于任何种类的诊断中。②不同患者的配准。指待配准图像来自不同患者，主要用在三维头部图像（MRI、CT）的配准中，既可基于分割也可基于灰度。变换方式多为非线性的曲线变换，有时也采用刚性变换。③患者与图谱图像配准。指待配准图像一幅来自患者，一幅来自图谱，主要用于收集某些特定结构、大小和形状的统计信息。目前典型的数字化医学图谱是法国 Talairach 和 Tournoux 制作的 Talairach-Tournoux 图谱（TTAtlas）。图谱和实际图像配准后，能更直观和方便地应用图谱中的信息。

#### 8) 按图像模态分类

根据医学图像的模态分为单模态医学图像配准和多模态医学图像配准。单模态图像配准是指待配准的两幅图像是用同一种成像设备获取的，一般应用在生长监控、减影成像等。多模态图像配准指待配准的两幅图像来源于不同的成像设备，主要应用于神经外科的诊断、手术定位及放疗计划设计等。比如将 MRI、CT、DSA 等解剖图像与 SPECT、PET 和 EEG 等功能信息相互结合，对癫痫进行手术定位。另外，由于 MRI 适于肿瘤组织的轮廓描述而通过 CT 又可精确计算剂量，因此在放疗中常需要将二者进行配准。多模态图像配准是医学图像配准的重点研究课题。

#### 9) 根据配准部位分类

配准的部位可分为头部、胸部、腹部、骨盆和会阴、肢体（整形外科）以及脊骨和椎骨。头部又分为脑或头骨、眼和牙齿；胸部分为整个胸部、心脏及乳房；腹部分为整个腹部、肾和肝；肢体分为整个肢体、腿部、肱部和手等。

## 9.4 常用的医学图像配准方法

概括来讲，医学图像配准方法可以分为两大类：一类是直接利用图像本身信息进行配准处理，包括基于特征点的配准方法、基于表面的配准方法、基于像素的配准方法；另一类是变换图像，根据变换后的信息对图像进行配准，包括基于小波变换的配准、基于傅里叶变换的配准等。本节将介绍几种研究较多的配准方法。

### 9.4.1 基于特征点的图像配准方法

特征点有外部特征点和内部特征点之分。外部特征点是在受试者颅骨中嵌入的螺钉，在皮肤上做的标记或其他在两幅图像中都可检测到的附加标记物，如充有硫酸铜的管子、玻璃珠、铬合金珠、明胶球等。内部特征点是指解剖结构上容易定位的，或者是几何上的极值点，如耳蜗尖端拐点处、两个线形结构的交点、血管的分叉或相交处、某一表面上的特定拓扑属性、一个沟回的可识别部分等。基于特征的图像配准算法的步骤可分为：特征提取、特征匹配、模型参数估计、图像变换和灰度插值。

### 1) 基于内部特征点的配准方法

基于内部特征点的图像配准,特征点的选取应该具有唯一性,并且对局部失真图像有较好的鲁棒性。其中,控制点数量的选择是影响配准质量与效率的重要问题。基于点特征的图像配准方法主要用来确定刚性或仿射变换,如果点特征数据足够多,则可以用来做更复杂的弹性变换。识别出来的标志点集与原始图像信息量相比是稀疏的,这样参数优化相对较快。这类算法使用的最优化测度有:浮动图像中的每个标记点和参考图像中最近的配对点之间的平均距离和迭代的最小标记点距离。

### 2) 基于外部特征点的配准方法

基于外部特征点的图像配准方法包括立体定位框架法、面膜法及皮肤标记法等。由于是有创操作,在临床实践中应用较少。但是,这种配准方法在后续优化算法的选择上较简单、速度快,而且能够达到令人满意的精度,配准结果往往可以作为其他配准方法的评估标准。其中最著名的是美国 Vanderbilt 大学 J.Michael Fitzpatrick 教授领导的“回顾性图像配准评估”项目。但是,基于外部特征点的配准方法,对标记物的放置要求很高,只能用于同一患者不同影像模式之间的配准,不适用于患者之间和患者图像与图谱间的配准,不能对历史图像做回溯性研究。

原则上外部点法可用于配准任何模式的图像,而且外部点在医学图像中要比内部点好识别得多。通过比较图像中记号的位置,对配准结果也易于视觉检测。缺点是在使用这些记号时,受试者都要在扫描装置内严格保持不动,有些还是介入性的。相比起来,内部点法则对受试者比较友好,而且是全回顾式配准;缺点是内部点的寻找相当困难、费事,要求有一定的经验,方法带有一些主观性。

无论是内部点还是外部点,一经确定,基准标志点的坐标都用于确定两幅图像空间一一映射的几何变换,两幅图像的配准问题就归结为求解对应点集间的变换参数,可以通过迭代最近点法(iterate closest point, ICP)、计算 Hausdorff 距离等方法求得。将求得的变换参数应用于整幅图像,两幅图像也就配准了。例如,在立体定向放射外科 X 刀中给患者佩戴的定位头环等,通常在患者的头部固定头戴式定位设备,使患者的头部在图像采集过程中保持固定的位置和方向。也可以使用在不同图像中均可见的外部基准标志,以实现不同模态图像的配准。现在临床肿瘤放射治疗中通常使用这类方法。这类配准方法的优点是配准计算简单,定位可靠性高。缺点是这种方法是非自动的,技术上在每一次扫描时都需要大量操作,并且定位装置的固定给患者带来痛苦和不便。这是一种需要在成像前进行操作的配准方法,无法做回溯性的研究和应用。

## 9.4.2 基于表面的图像配准方法

基于表面的配准方法,首先提取两幅图像中对应的曲线或曲面,然后根据这些对应的曲线或曲面决定几何变换。其中最典型的的就是头帽算法。“头帽法”是由 Pelizzari 和 Chen 提出的。具体实现方法是从一幅图像轮廓提取点集,该点集称作帽子(“hat”),从另一幅图像轮廓提取表面模型,该模型叫做头(“head”)。一般用体积较大的患者图像,或在图像体积大小差不多时用分辨率较高的图像来产生头表面模型。利用头帽法不仅可实现头颅等三维刚形体图像的配准,而且可用于三维弹性图像的配准。但是,这类方法的最大缺陷是配准精度受限于分割精度,配准前要求勾画相互对应的表面轮廓,而对于

边界模糊的功能成像图, 如 SPECT, 它们的表面轮廓不易提取出来, 不易使用此法。

Powell 探索算法被用来寻求所需的几何变换, 即使帽点和头表面间的距离平均平方值最小。许多学者对该算法作了重要改进, 例如用多分辨金字塔技术克服局部极值问题; 用距离变换拟合两幅图像的边缘点 (edge points), 斜面匹配技术 (chamfering method) 可有效地计算距离变换。

### 9.4.3 基于像素的图像配准方法

基于像素的图像配准方法是直接利用图像中的灰度信息。由于这类方法不需要提取图像的解剖特征, 不需要对图像进行分割或数据缩减, 而且极大地利用了图像信息, 近些年成为人们最感兴趣和重视的研究方法。这类配准方法可分为两种: 一种是利用图像的统计信息, 典型方法是基于矩和主轴法。该方法对数据缺失较敏感, 配准结果不太精确, 但算法自动、快速易实现, 主要被用作预配准, 以减少后续精确配准时优化算法的搜索区间和计算时间。另一种是利用图像中的所有灰度信息, 这种方法是目前研究较多的方法。

基于像素的图像配准方法有很多, 按时间发展顺序可分为互相关法、灰度空间熵法、相对熵法、互信息法等, 这里重点介绍互信息法。

#### 1. 互信息原理

互信息是信息论中的一个测度, 主要用来测量两个随机变量之间的依赖程度。互信息和信号的熵紧密联系在一起, 最早用于通信系统中对输入信号和输出信号之间的联系进行度量的一个测度。在 1995 年, 互信息分别被 Colligon 等和 viola 等首次用于医学图像配准中, 随后, 研究者们对它进行了大量的研究。

##### 1) 熵

熵是用来测量一个信源所含信息量的测度, 由香农 (Shannon) 最早提出。假设一个信源  $A$  输出  $N$  个消息, 其中有  $n$  个不同的消息, 第  $i$  ( $i=1, \dots, n$ ) 个消息重复  $h_i$  次, 则  $h_i / N$  为每个输出消息的重复频率, 故可用概率替换, 即  $P_i = h_i / N$ , 则该信源的平均信息量即熵为

$$H(A) = - \sum_{i=1}^n P_i \log P_i \quad (9.21)$$

其中, 不同对数的底对应于不同的单位: 以 2 为底时, 熵的单位是比特 (bit); 如果以 10 为底则单位是哈特 (Hart); 如果对数以  $e$  为底则单位是奈特 (nit)。熵表示的是一个系统的复杂性或不确定性。

对灰度图像来说, 可以将图像的灰度看作是一个随机变量, 每个点的灰度取值为该随机变量的一个事件, 则可以根据图像的灰度信息计算出每级灰度发生的概率  $P_i = h_i / N$ , 其中  $h_i$  为图像中灰度值为  $i$  的像素点的总数,  $N$  为图像中的像素总数。如果图像中的灰度级越多, 像素灰度值分布越分散, 则每级灰度的概率值很接近, 或者说图像中任一点的灰度值具有很大的不确定性, 我们所获得的信息量也就越大, 则该图像的熵值也越大; 反之, 如果图像中的灰度值分布比较集中, 则一些灰度的概率值较大, 不确定性减少, 熵值较小。

联合熵  $H(A, B)$  是检测随机变量  $A$  和  $B$  相关性的统计量。对于两个随机变量  $A$  和  $B$ ，它们的概率分布分别为  $P_A(i)$  和  $P_B(j)$ ，联合概率分布为  $P_{AB}(i, j)$ ，则它们的联合熵为：

$$H(A, B) = -\sum_{i,j} P_{AB}(i, j) \log P_{AB}(i, j) \quad (9.22)$$

联合熵是两个随机变量相关性的度量。当两个随机变量独立时，它们的联合熵为：

$$H(A, B) = H(A) + H(B) \quad (9.23)$$

当两幅图像误配准时，两幅图像的联合直方图变的离散，这时可用联合熵作为离散度的一个测度，通过最小化联合熵可对准两幅图像。

## 2) 互信息

互信息通常用于描述两个系统间的统计相关性，或者是一个系统中所包含的另一个系统中信息的多少，它可以用熵来描述。

如果  $H(A/B)$  表示已知系统  $B$  时的条件熵，那么  $H(A)$  与  $H(A/B)$  的差值，就代表了在系统  $B$  中所包含的  $A$  的信息，即互信息。因此两个系统间的互信息可以用下式来描述

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) = H(A) - H(A/B) = H(B) - H(B/A) \quad (9.24)$$

在多模态医学图像的匹配问题中，虽然两幅图像的来源不同，但是它们是基于人体同一个部位的信息，所以当两幅图像的空间位置完全一致时，它们所共有的信息应该是最大的，即两幅图像对应的互信息最大。

## 2. 基于互信息的图像配准步骤

互信息配准的原理就是在互信息理论基础上，通过优化算法求出两幅图像之间互信息的最大值，并搜索互信息达到最大值时对应的空间变换参数。其配准过程如下。

**Step1:** 在两幅待配准图像中，以一幅图像为基准图像，另一幅图像为浮动图像，计算两幅图像的互信息。

**Step2:** 给定一个空间变换，将浮动图像中的点变换到基准图像坐标系中，对变换后处于非整数坐标上的点进行灰度插值，计算基准图像和新的浮动图像间的互信息并建立互信息和空间变换参数间的关系。

**Step3:** 通过优化算法，不断改变空间变换参数的值，寻求两幅图像之间互信息的最大值，并搜索互信息达到最大值时对应的空间变换参数。

目前，基于灰度的最大互信息法直接利用图像灰度数据进行配准，避免了因分割图像带来的误差，因而具有精度高、稳定性强、无须进行预处理并能实现自动配准，是人们研究最多的方法之一。

但是，单独利用最大互信息的医学配准方法还存在不足。首先，互信息是由两幅图像的联合直方图计算出的，在直方图评价过程中很容易出现局部极小值，有碍优化过程。为此，有人提出通过改进 PV (partical volume) 插值算法来降低局部极小值，从而提高配准精度。其次，互信息法虽然考虑了两幅图像所有的灰度信息，但没有考虑到图像像素间的空间位置关系。这使得测度曲线不够光滑，对图像大小的鲁棒性差，易出现误配。有人提出基于互信息与边缘互距离信息的医学图像配准新测度，这种测度既利用了待配准图像间的灰度互信息，又利用了图像边缘间的互举例均值和互距离方差空间信息，从而改进了互信息测度，结果得到的配准参数曲线光滑且峰值尖锐，收敛范围宽，对图像大小有更强的鲁棒性。



### 9.4.4 基于变换域的图像配准方法

#### 1) 基于傅里叶变换的图像配准方法

基于傅里叶变换的方法是最为典型的变换域配准方法之一。傅里叶变换用于图像配准的基本理论是：图像的平移不影响傅里叶变换的幅值；旋转图像在频域相当于对其傅里叶变换作相同角度的旋转。

相位相关法就是一种基于傅里叶功率谱的频域相关技术。该技术利用傅里叶变换的平移特性，解决了仅存在平移关系的图像间的配准问题。

假设两幅图像  $f_1$  和  $f_2$  之间只存在位移关系，平移量为  $(x_0, y_0)$ ，即

$$f_2(x, y) = f_1(x - x_0, y - y_0) \quad (9.25)$$

则  $f_1$ ,  $f_2$  对应的傅里叶变换  $F_1, F_2$  之间的关系为：

$$F_2(\xi, \eta) = e^{-j2\pi(\xi x_0 + \eta y_0)} * F_1(\xi, \eta) \quad (9.26)$$

对应的频域中两个图像的互能量谱为：

$$\frac{F_1(\xi, \eta) F_2^*(\xi, \eta)}{|F_1(\xi, \eta) F_2^*(\xi, \eta)|} = e^{j2\pi(\xi x_0 + \eta y_0)} \quad (9.27)$$

其中， $F_2^*$  是  $F_2$  的复共轭，平移理论表明，互功率谱的相位差等于图像间的平移量。互功率谱进行反变换，就可得到一个脉冲函数  $\delta(x - x_0, y - y_0)$ 。此函数在偏移位置处有明显的尖锐峰值，其他位置的值接近于零，据此就可找到两幅图像间的偏移量。

当图像间存在平移时，正确的配准如图 9.4.1 (a) 所示，最大峰值位置对应于两图像间的相对平移量。反之，若图像间不满足平移变换关系，则反傅里叶变换后没有明显的峰值存在，呈现出 irregular 分布，如图 9.4.1 (b) 所示。

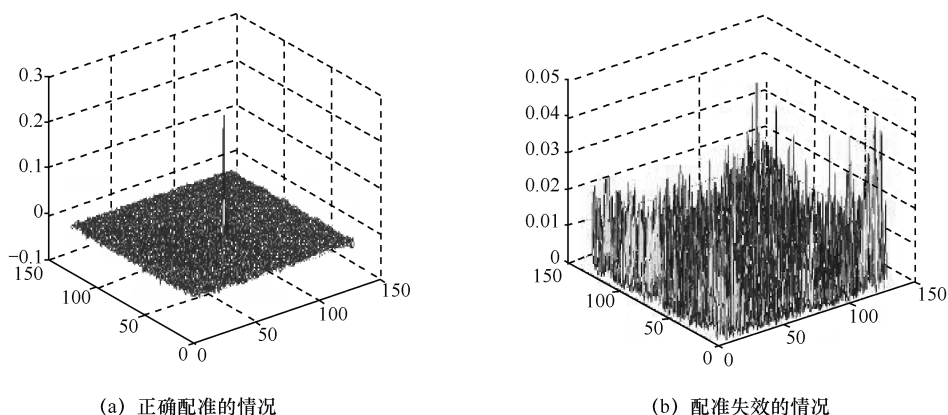


图 9.4.1 相位相关法检测平移量示意图

最初的相位相关法适用于仅存在平移量的图像间的配准，然而在实际中，图像间不仅存在平移量，而且还有旋转角度、缩放尺度等。为此，研究者们对相位相关进行了不同的改进，比较典型的有对数—极坐标变换法（也称 Fourier-Mellin 法）。除此改进外，许多学者也有不同的改进方法。例如求出平移量；Foroosh 等人提出用 Sinc 函数代替 Delta 函数，将相位相关方法的精度扩展到亚像元精度；李中科等人提出利用

Hough 变换和相位相关结合的图像配准方法；Hanzhou Liu 等人提出用伪对数极坐标变换来配准图像；V.Ojansivu 等人提出一种中心对称的模糊不变相位相关法 (Blur-Invariant Phase Correlation)，对模糊很严重的图像，该方法也能达到亚像素级的配准精度。

## 2) 基于小波变换的图像配准方法

小波变换 (Wavelet Transform) 是一种信号的时间—频率分析方法，它具有多分辨率分析的特点：在低频部分具有较高的频率分辨率和较低的时间分辨率，在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率。

对两幅图像的伸缩、旋转、平移等配准问题，可以转化为对其作小波分解后两幅图像近似分量的伸缩、旋转、平移配准问题。两幅原图像的平移量若为  $(2x, 2y)$ ，则它们分别分解后的两幅图像近似分量的平移量为  $(x, y)$ ，而旋转角度与小波分解以前相等。

基于上述原理，将待配准的两幅图像进行 3 层小波分解，先对最低分辨率图像进行配准，然后利用配准结果确定前一层的搜索范围，在确定的范围内进行较高分辨率图像的配准，有效地减少了运算量。由于采用多分辨率小波分解的过程本身也是一个图像平滑的过程，所以在用小波做配准时，为了避免陷入局部极值，常常在最低分辨率的图像中采用优化算法，如 Powell 法、共轭梯度法、Levenberg-Marquardt 法、单纯形法等。

基于变换域的配准方法，除了傅里叶变换和小波变换外，内容还有很多。例如，在 2006 年，G. Lazlridis 等人提出一种新的变换形式 Walsh Transform。将 Walsh 变换的思想引入图像配准中，对仅存在旋转和平移的图像进行配准。还有如 Shirin Mahmoudi Barman 等人提出用 Contourlet 变换提取图像边缘，再以边缘信息为基准进行图像配准。

## 9.5 医学图像配准中灰度值插值技术

由于我们获得的图像是数字的、离散的，而不是连续的，当对浮动图像进行变换时，将导致变换后图像的网格与原图像网格不一致，这就需要对变换后图像中的像素进行赋值。灰度值插值技术主要解决像素灰度级的赋值问题，当确定了参考图像和浮动图像间的空间变换参数之后，需要对配准图像中的像素灰度赋值，实现赋值的方法有正向映射法和反向映射法两大类。所谓正向映射法是指从原始图像上的像素点坐标出发，求出配准后图像上对应的像素点坐标，然后将原始图像上像素点的灰度赋给配准后图像上对应的像素点；反向映射法是指从配准后图像上的输出像素出发，找到原始图像上对应的坐标位置，由于该位置的坐标值可能不是整数，因此需要利用原始图像上该对应位置周围像素点的灰度值通过插值的方法求出该位置的灰度值，然后将其赋给配准后图像上的像素点。常用的灰度级插值方法有最近邻插值法，双线性插值法和立方卷积插值法。

### 1) 最近邻插值法

最近邻插值法的实现方法是：配准图像的像素通过反向映射得到原始图像上的一个

浮点坐标, 对其进行四舍五入取整, 得到一个整数型坐标, 这个整数坐标对应的像素值就是配准图像对应像素的像素值。也就是说, 取原始图像浮点坐标最邻近的点对应的像素值赋给配准图像, 其过程如图 9.5.1 所示。

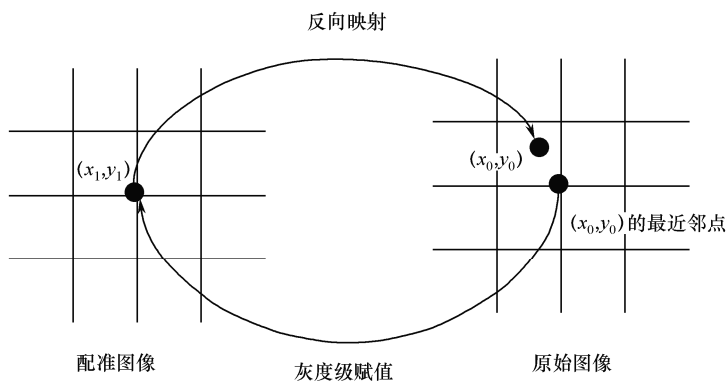


图 9.5.1 最近邻插值法示意图

在图像配准的灰度级插值过程中, 经常需要处理出界点的问题。出界点是指反向映射点超出原图像区域, 比如在集合变换时, 反向映射点坐标值为负值。对于不在原图中的点, 可以直接将它的像素值统一设置为某一固定值或者将它的灰度值等于和它相邻的且在原图中有映射点的像素灰度值。

## 2) 双线性插值法

双线性插值方法假定内插点  $P$  四周四个点围成的区域内的灰度变化是线性的, 从而可以用线性内插法, 根据四个临近像素的灰度值, 计算出内插点  $P$  的灰度值。双线性插值法的计算示意图如图 9.5.2 所示。

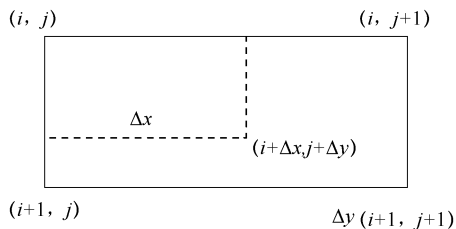


图 9.5.2 双线性插值法计算示意图

假设浮动图像通过反向映射得到参考图像上的一个浮点坐标为  $(i + \Delta x, j + \Delta y)$ , 其中  $i, j$  为正整数,  $\Delta x, \Delta y$  为  $[0, 1]$  区间的纯小数, 则  $f(i + \Delta x, j + \Delta y)$  的值可由原始图像中坐标为  $(i, j)$ 、 $(i + 1, j)$ 、 $(i, j + 1)$ 、 $(i + 1, j + 1)$  所对应的四个像素值共同决定

$$f(i + \Delta x, j + \Delta y) = (1 - \Delta x)(1 - \Delta y)f(i, j) + \Delta x(1 - \Delta y)f(i, j + 1) + (1 - \Delta x)\Delta yf(i + 1, j) + \Delta x\Delta yf(i + 1, j + 1) \quad (9.28)$$

## 3) 立方卷积插值法

立方卷积插值法根据反向变换点  $P$  周围邻域 16 个像素点的灰度值按一定的加权系数计算加权平均值, 从而内插出反向变换点的灰度值。立方卷积插值法的计算示意图如图 9.5.3 所示。

假设浮动图像通过反向映射得到参考图像上的一个浮点坐标为  $(i + u, j + v)$ , 其中  $i, j$  为正整数;  $u, v$  为  $[0, 1]$  区间的纯小数, 则  $f(i + u, j + v)$  的值可由原始图像中以  $P$  为中心邻域的 16 个像素的灰度值共同决定, 其计算公式为

$$f(i + u, j + v) = A * B * C \quad (9.29)$$

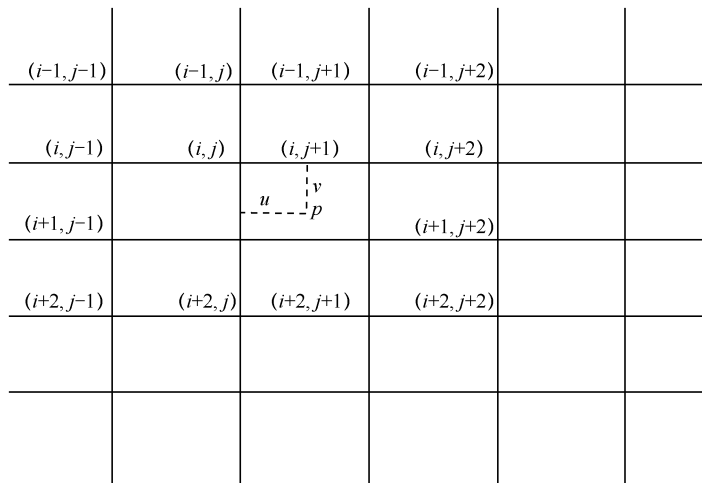


图 9.5.3 立方卷积插值法示意图

$$A = [s(1+v) \quad s(v) \quad s(1-v) \quad s(2-v)] \quad (9.30)$$

$$B = \begin{bmatrix} f(i-1, j-1) & f(i-1, j) & f(i-1, j+1) & f(i-1, j+2) \\ f(i, j-1) & f(i, j) & f(i, j+1) & f(i, j+2) \\ f(i+1, j-1) & f(i+2, j) & f(i+2, j+1) & f(i+2, j+2) \\ f(i+2, j-1) & f(i+2, j) & f(i+2, j+1) & f(i+2, j+2) \end{bmatrix} \quad (9.31)$$

$$C = \begin{bmatrix} s(1+u) \\ s(u) \\ s(1-u) \\ s(2-u) \end{bmatrix} \quad (9.32)$$

$s(w)$  为插值加权系数函数，其表达式为

$$s(w) = \begin{cases} 1 - 2|w|^2 + |w|^3 & |w| < 1 \\ 4 - 8|w| + 5|w|^2 - |w|^3 & 1 \leq |w| < 2 \\ 0 & |w| \geq 2 \end{cases} \quad (9.33)$$

## 9.6 医学图像配准方法的评估

图像配准，特别是多模态图像配准结果的评估一直是件很困难的事情。由于待配准的多幅图像基本上都是在不同时间或/条件下获取的，所以没有绝对正确的配准，即不存在什么金标准（global standard），只有相对的最优配准。在此意义上，最优配准算法与配准的目的有关。

为了全面评价一种配准算法的优劣，一般的评价标准包括算法的精度、速度、通用性、鲁棒性、自动性等。在不同的应用环境下，需要根据实际情况，选择合适的指标。下面对常用评价标准进行介绍。

### 1) 算法精度

配准精度是衡量配准效果的指标。一种办法是请有关领域的医学专家对配准效果做出定性的评价。这种评价带有很强的主观性,而且不能得到定量的结论。如果能于成像前在实验对象上进行标注,可以将这些先验知识作为配准的“金标准”,将配准结果和“金标准”进行比较计算配准误差。“金标准”方法对于成像过程要求较高,一般只有某些有条件的研究机构才能实现。其中最著名的是美国 Vanderbilt 大学 Michael Fitzpatrick 教授领导的回顾性配准评估项目 (retrospective registration evaluation project, RREP),它提供了一套开源配准数据库和评价方案。数据库涵盖了多种常见模态下的三维人脑体数据,并在人脑表面用螺丝进行标注,但是提供给研究人员的数据中隐去了这些标注点。该评估项目是一种“双盲”性的研究过程,即评估人员不知道项目研究成员的配准算法,而研究人员也不知道“金标准”,直到提交所有的配准结果,这样就使得对算法的评估更加真实、可靠。

另一类方法是进行仿真实验,对于弹性配准使用较多。例如某套已配准的刚性数据,对其中一幅施加某种形变,作为待配准图像,实际配准变换就是所施加形变的逆操作。对于单模态和多模态配准都能用这种方式设计仿真实验。

### 2) 算法速度

速度表示算法的时间复杂度。算法研究的目的就是尽量减少运行时间,实时性的算法有着更大的临床价值。除了本身的计算复杂度外,配准算法的实际运行时间还与具体运行平台、硬件条件和编程语言有关。因此,有时也考虑间接地比较算法速度,例如,统计搜索算法迭代次数以比较配准算法搜索效率。

### 3) 算法的通用性

通用性考查配准算法是否只针对特定器官组织有效,对于高维数据是否同样适用。基于特征的配准由于涉及特征提取或分割操作,一般来说,通用性较差。互信息法对待配准数据没有任何要求,具有很强的通用性。

### 4) 算法的鲁棒性

鲁棒性指的是准确度的稳定度,或者一个算法在一个或多个输入参数变化的时候的可靠性。鲁棒性可以根据图像间的噪声、灰度/几何变化,不相似的区域的比例测量得到。配准算法的鲁棒性可以通过找到它的一个或多个输入参数变化,算法的准确性和可靠性的能力来确定。准确性或者可靠性的稳定度可以被量化,当输入参数变化时,使用标准的准确性或者可靠性的偏差。这个标准偏差越小,算法的鲁棒性越高。如果有许多输入参数,没有一个会影响算法的准确性或者可靠性,则算法的鲁棒性对于每一个输入参数能够被确定。

一个算法也许对于噪声是高鲁棒性的,但是对于几何变化却不具有鲁棒性,则该算法并不能称为是鲁棒的。也就是说,算法的鲁棒性能够使得当它的所有输入参数改变时,其准确度或可靠性不会很明显的改变。一个低准确率或者可靠性的算法不被认为是鲁棒的,鲁棒的算法应该具有连续高的准确度或者可靠性。它决定了算法的使用价值。好的配准算法应避免出现误配准,保证结果的正确性。配准模型特征空间、搜索空间、搜索算法和相似性测度的选择都会影响配准算法的可靠性。

### 5) 算法的自动性

自动性指的是配准过程中人的参与程度。配准算法可以分为全自动、半自动交互式三种。全自动式只需要提供相应的图像或信息输入，交互性最小。半自动式除了待配准图像外，还需要使用者为算法进行初始化，包括一些参数的设定、初始值的选择等。交互式要求使用者在软件的帮助下亲自进行配准，交互性最高。若交互程度太大，显然会导致配准算法的实用性降低。全自动式虽然实用性强，但是如果能进行适当的交互，可以大大简化和加速配准过程，提高可靠性。

## 第 10 章 医学图像可视化技术

医学图像可视化是可视化技术在医学领域的一个重要应用，是当前医学图像处理的研究热点。医学图像可视化是指利用二维医学切片图像重建三维图像模型并进行定性定量分析的技术，该技术可从二维图像中获取组织三维结构信息，而且为用户提供更逼真的显示手段和定量分析工具。医学图像可视化技术作为有力的辅助手段，能够弥补医学成像设备在成像上的不足，能够为用户提供具有真实感的三维医学图像，便于用户从多角度、多层次进行观察和分析，并且能够使用户有效地参与数据的处理分析过程，在辅助医生诊断、手术仿真、引导治疗等方面可以发挥重要作用，因此面向医学领域的可视化研究得到了广泛的关注，逐渐形成了具有特色的一门学科。本章节讲解了三维可视化技术的发展历程和相关医学领域的具体应用，三维绘制系统的框架流程，并对各个模块的功能进行了简要的描述，主要介绍了可视化技术的面绘制、体绘制的具体算法及相应的改进算法。最后，简要地介绍了相应的绘制软件。

### 10.1 医学图像可视化技术概述

#### 10.1.1 医学图像可视化技术的产生

传统的医学影像设备只是简单地对人体某些断层进行扫描获得相应的影像数据，然后由影像设备输出到胶片或显示屏幕供医务人员进行观察。医生通过这些二维断层图像可以分析患者的病灶部位以及病灶和周围组织之间的关系，但二维图像只表示某断层的信息，不能提供人体内部组织、器官的结构信息。因此阅片人多凭借经验估计病灶的结构、形态，以及其跟周围组织的关系，使得诊断带有一定主观判断，从而诊断结果的准确与否与阅片人的临床经验有很大关系。医学图像的三维可视化在此基础上应运而生，它可以将医疗影像数据的真实感官效果显示给阅片人，使其准确地确定病灶的空间位置、大小、几何形状及其周围组织的空间关系，可以对患者的影像数据进行多方位、多层次的观察，减少主观判断和临床经验的不足对诊断结果造成的影响。通过重建二维数据达到重构人体器官组织及病变部位的目的，从而提高医疗诊断和治疗的精确性和科学性。医学图像三维可视化技术在提供医生诊断信息、模拟手术、临床诊断和治疗方面都发挥着至关重要的作用。

三维可视化研究从 20 世纪 70 年代中期开始，伴随着影像技术的产生和不断进步而发展。目前已经成为计算机界中最引人注目、发展最快的领域之一。早在 1975 年，Keppel 即已提出用三角面片拟合物体表面的平面轮廓重建形体的切片级表面重建方法，1979 年 Herman 等提出立方体方法，即用边界体素的表面拼接代表物体表面的体素级表面重建方法，初步建立了体视化的基本思想。在 80 年代的体视化研究中，人们提出了大量算法：移动立方体法、分解立方体法、灰度梯度明暗计算方法等。其中最引人注目的是基于体素的显示方法，这种方法不需要构造物体的表面，而直接对体数据进行显示。在 90 年代，

三维可视化及测量系统的研究走向实用,国内外出现了一批优秀的可视化软件系统,这些系统主要运行在大型机和工作站上,或者作为某些专用设备(如CT机、MRI机、激光共聚焦显微镜等)的配套软件。

### 10.1.2 医学图像可视化的应用

医学图像可视化技术在医学领域的诊断和治疗等方面发挥着越来越重要的作用,主要体现在以下几个方面。

#### 1) 辅助诊断

三维建模可以重构出人体组织和器官的解剖结构,便于医疗人员从多角度、多层次进行观察和分析,能够对病灶及其他感兴趣的组织进行定性和定量分析,并使病患人员能够有效地参与和了解诊疗过程,从而提高医疗诊断的准确性和正确性,提高治疗效果。

#### 2) 虚拟手术

虚拟手术过程为操作者提供了极具真实感和沉浸感的虚拟临场环境,医生在虚拟手术过程中能够观察专家的处理方法,并可重复学习。此外,计算机还能够给出每次手术练习的评估。

#### 3) 制定手术规划

依据手术前获得的图像数据和建立的三维模型,可帮助医生制定手术规划,选择最佳手术方案,提高定位精度,减少手术损伤和临近组织损害,提高手术的成功率。

#### 4) 数字化解剖模型

根据一些数据重建人体的三维可视化模型,立体地显示人体、器官和组织的解剖结构,对于教学、技术培训有重要的意义。目前多个国家和研究机构均建立了大量的人体切片数据库,供研究和教学使用。

#### 5) 数字化手术教学训练

经过图像处理和插值后的切片医学图像,根据科学计算可视化方面的知识进行计算机三维建模,能够获得人体部位的三维建模,医生可以对三维模型进行手术仿真,在虚拟环境下进行手术,既不会发生意外,又可以提高术前医生的协作能力。

#### 6) 放射治疗

放射治疗前,根据手术前获得的图像数据和建立三维模型,可以提高病灶的单位精度,避免正常组织遭受不必要的放射性照射。

#### 7) 手术导航术中实时监测

手术过程中,通过超声、CT、MRI的实时扫描反馈,在图像的引导下进行定位,将计算机重建的三维模型和实际手术定位匹配,可以很好地引导医生进行手术等。

### 10.1.3 医学图像可视化的分类

目前,医学图像的可视化方法,根据绘制过程中数据描述方法的不同可分为两大类:间接绘制方法和直接绘制方法。间接绘制方法是由三维空间数据场构造出中间几何图元(如



曲面、平面等)，然后由传统的计算机图形学技术实现表面绘制，也称为面绘制；直接绘制方法并不构造中间几何图元，而是直接由三维数据场产生屏幕上的二维图像，所以也称为直接体绘制（direct volume rendering）或体绘制（volume rendering），如图 10.1.1 所示。

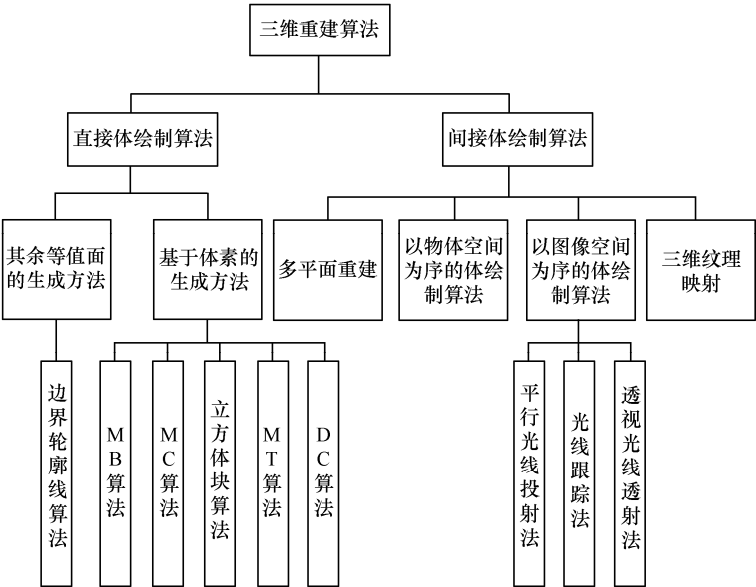


图 10.1.1 三维重建算法分类

## 10.2 医学图像可视化的过程

三维空间数据场的可视化是科学计算可视化技术的核心。尽管三维空间数据的类型各不相同，数据分布及连接关系相差大，但可视化的基本流程却大致相同。实现人体组织切片图像三维重建主要包括以下几个步骤，如图 10.2.1 所示。首先要获取目标图像序列；然后对图像序列进行预处理，以获取用于重建图像的数据；最后由可视化映射所获得的图像数据重建出人体器官的三维图像并进行显示。



图 10.2.1 三维可视化流程图

### 1) 数据获取

由测量仪器或计算机数值模拟产生数据。计算机数值模拟的结果形成数据文件，文件格式由用户定义，可以方便地输入到计算机中。但是，有些测量仪器产生的数据文件格式是专用的，只有掌握了文件格式，才能将数据正确地输入到计算机中。目前，从测量仪器获取的数据主要有 CT、MRI、UI、SPECT 和 PET 等。各种影像检测技术和方法的成像原理各有不同，由此得到影像的层间距离、分辨率、图像尺寸等也各不相同。表 10.1 展示了几种典型医学成像方式的对比情况。

表 10.1 各种图像形式数据对比

	CT	MRI	超声波	SPECT	PET
层间距离	1~15mm	2~10mm	1~3mm	9~15mm	5~9mm
获得图像矩阵尺寸	256×256 或 512×512	256×256 或 512×512	128×128	64×64 或 128×128	256×256 或 1024×1024
分辨率	0.5~2mm	0.5~2mm	1.27mm	3.5~10mm	2.7~7.8mm
成像质量	X 射线投射	高频 RF 传播 和外部磁场	超声波	$\gamma$ 射线发射	$\beta^+$ 衰变生成的 一对 $\gamma$ 射线
物理变量	X 射线线性衰变	受 RF 脉冲激励的质子 发射的一个 RF 信号	声阻抗	对有放射性标志的生 化化合物的吸收	对放射性同位素构成的 生化化合物的吸收
数据意义	材料密度	$T_1$ , $T_2$ 加权的 自由氢密度	材料的边界核 均匀度	生物化学活性	生物化学活性

2) 数据预处理

在实际应用中，可视化过程处理的数据主要包括数值数据、几何数据和图像数据。根据原始数据的具体情况和感兴趣的数据对象的不同，应用计算机处理技术以及图形图像处理技术，对原始数据进行相应的操作处理。一般对于数据量较大的原始数据场，首先对其进行格式的转变成，如果灰度图像的分辨率是 8 比特，则图像像素点的取值范围为[0~255]。同时也可以根据兴趣区域的不同，对分类提取出的兴趣区域赋予伪彩色值。对于这些数据的处理和研究包括以下四个方面：

- ① 数据格式转化及其标准化，主要根据 DCIOM 标准，将仪器获得的图像转换成 RGB 图像或灰度图像；
- ② 数据描述语言和操作语言；
- ③ 数据变换技术，对原始数据的变换处理主要有滤波处理，平滑处理，网格重新划分等；
- ④ 数据压缩与解压缩技术。

同时，对原始图像准备阶段的处理也是图像处理的重要部分，包括图像匹配和图像融合。图像匹配解决断层图像之间严格对齐问题，可以对同一成像方式下获得的两次结果或者不同成像方式下获得的结果进行匹配。通过不同成像坐标系统之间的变换矩，将所有的图像变换到同一个公共坐标系统下，简化图像结果。图像融合解决了图像不同数据之间合成表示的问题，对于不同模态的图像，采用逻辑运算的方式实现图像的合成，获得图像之间不互相覆盖的结构信息，从而获得完整的组织器官信息。这样，观察者就能够对病理区域有全面了解。

3) 可视化映射

可视化映射是整个流程的核心，其目的是将经过处理的原始数据转换为可供绘制的几何图素和属性。这里“映射”的含义包括可视化方案的设计，即决定在最后的图像中应该看到什么，又如何表现出来，同时如何用形状、颜色及其他属性表示出原始数据中人们感兴趣物体的性质及特点。实现的方案多种多样，设计者可根据需要进行选择。主要包括以下几种类型图素：

- ① 点图素（零维信号，如粒子等）；
- ② 线图素（一维信号，如直线、流线等）；
- ③ 面图素（二维信号，如等值面、流面等）。

可视化技术处理的数据类型应随应用领域的不同而改变，从而对不同类型应采取不

同的可视化技术。在映射过程中，通过设定的阈值或者相应的数值区间来选取图像颜色值和不透明度值，实现对数据的分类。

4) 绘制

绘制是将不同属性的几何模型以图像的形式显示出来。此过程包括利用形状、颜色、阻光度等图像属性，应用一定光照模型，显示出原始数据中感兴趣的区域和内容。

通过透视投影或者平行投影的方法，将几何图素转变为重构图像。绘制过程中通常采用雾的深度衰减、光亮度的深度衰减以及明暗处理等技术，来增强绘制图像的深度信息，增强图像真实感。在明暗处理过程中，中心差分法和最小二乘法应用比较广泛。单元内每一点的梯度值，反应了测量数据值在对应点的变化程度。每个点的梯度值通常被看成是该点曲面的法矢量，进而结合环境光系数、漫反射系数或者镜面反射系数等参数，增强绘制图像的真实感效果。当前快速发展的计算机图像学技术还提供了丰富的图像处理方法，包括扫描转换、隐藏面的消隐、光照模型、明暗处理、透明与阴影处理、纹理映射以及反走样等。在图形工作站上，这些工作可借助已有图形软件包及图形硬件来完成。

5) 显示

将绘制结果图像按照用户指定的形式显示在显示设备上，包括显示窗的大小和位置，存储格式及输出设备类型等。同时，用户可根据交互参数，通过显示驱动程序送到其他软件层中的各个功能模块中，对绘制出的结果图像进行交互操作。

具体过程如图 10.2.2 所示。

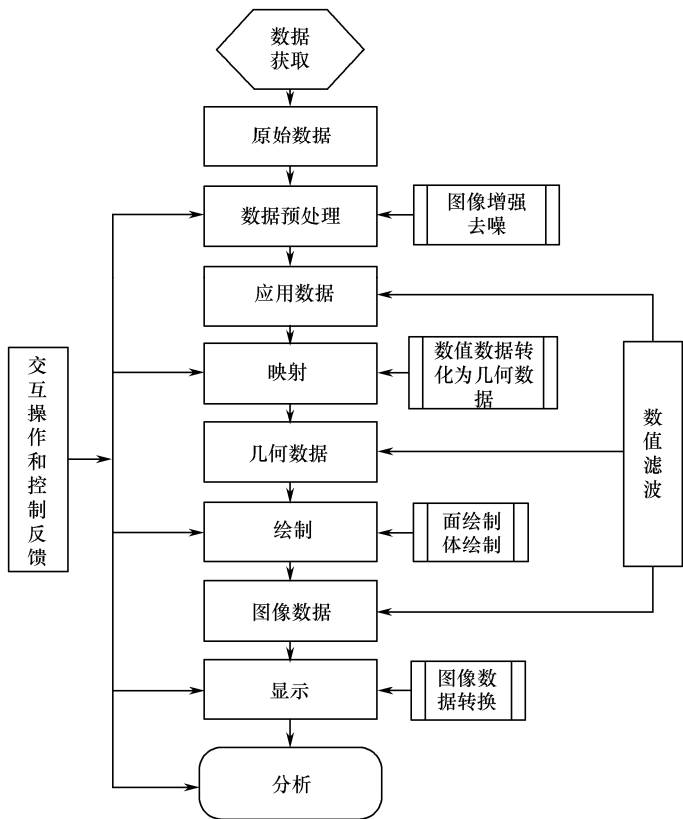


图 10.2.2 医学图像可视化详细过程

## 10.3 面绘制技术

### 10.3.1 表面表达与绘制方法

表面绘制是基于表面表达的三维物体显示方法，其输入数据是对分割后的结构进行小面片近似重建结果。一般小面片均为三角形（因为只有三角形能够保证在三维空间中小的平面性，有利于绘制中的小面填充和法线计算），具有明暗效应的表面显示在三维表面可视化中十分有用。

表面绘制显示是通过一些视觉提示，如透视投影、光照模型、纹理、阴影以及立体影像等来获取表面显示的三维视觉感。表面绘制管道如图 10.3.1 所示。

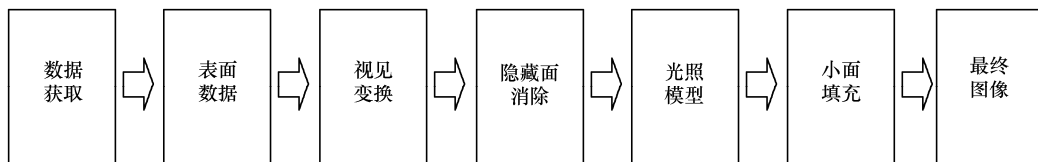


图 10.3.1 表面绘制流程图

移动立方体法（marching cubes, MC）是典型的表面绘制算法，它将基于表面检测的表面绘制方法提高到一个新的水平。本章还将简要介绍移动立方体（discretized marching cubes）算法、移动正方形（marching tetrahedra）算法和剖分立方体算法等。

### 10.3.2 体素模型与等值面的定义

#### 1) 体素模型

在三维空间的某一区域内进行均匀采样，采样间距分别为  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ ，则体数据可以用三元函数  $f(x, y, z)$  来表示。

把每 8 个相邻采样点所构成的立方体（cube）区域定义为一个体素（voxel），这 8 个采样点称为这个体素的顶点（vertexs），它们的坐标分别是  $(i, j, k)$ ,  $(i+1, j, k)$ ,  $(i+1, j+1, k)$ ,  $(i, j+1, k)$ ,  $(i, j, k+1)$ ,  $(i+1, j, k+1)$ ,  $(i+1, j+1, k+1)$  和  $(i, j+1, k+1)$ ，如图 10.3.2 所示。对于体素内的任意一点，其值应由所在体素的 8 个顶点的三线性插值来估计。

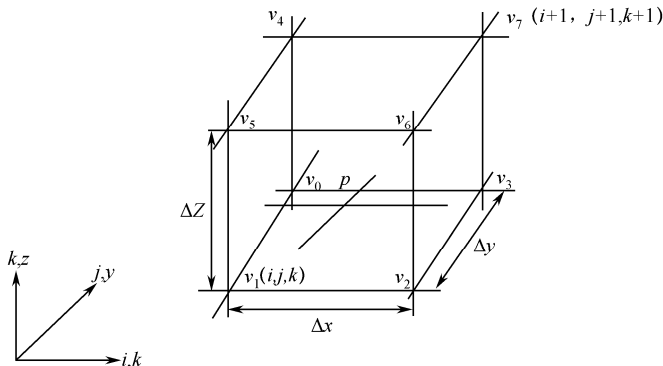


图 10.3.2 体素模型

因此图中的  $p(x, y, z)$  点对应的采样值应估计为  $v_0 \sim v_7$  8 个点在体素区域内三线性插值的结果。若记  $v_1$  坐标为  $(x_0, y_0, z_0)$ ,  $v_7$  的坐标为  $(x_1, y_1, z_1)$ , 则

$$\begin{aligned}
 p = & \frac{x_1 - x}{\Delta x} \times \frac{y - y_0}{\Delta y} \times \frac{z_1 - z}{\Delta z} \times v_0 + \frac{x_1 - x}{\Delta x} \times \frac{y - y}{\Delta y} \times \frac{z_1 - z}{\Delta z} \times v_1 + \\
 & \frac{x_1 - x_0}{\Delta x} \times \frac{y - y}{\Delta y} \times \frac{z_1 - z}{\Delta z} \times v_2 + \frac{x_1 - x_0}{\Delta x} \times \frac{y - y_0}{\Delta y} \times \frac{z_1 - z}{\Delta z} \times v_3 + \\
 & \frac{x_1 - x}{\Delta x} \times \frac{y - y_0}{\Delta y} \times \frac{z_1 - z_0}{\Delta z} \times v_4 + \frac{x_1 - x}{\Delta x} \times \frac{y_1 - y}{\Delta y} \times \frac{z - z_0}{\Delta z} \times v_5 + \\
 & \frac{x - x_0}{\Delta x} \times \frac{y_1 - y}{\Delta y} \times \frac{z - z_0}{\Delta z} \times v_6 + \frac{x - x_0}{\Delta x} \times \frac{y - y_0}{\Delta y} \times \frac{z - z_0}{\Delta z} \times v_7
 \end{aligned} \quad (10.1)$$

经过整理得到

$$f(x, y, z) = p(x, y, z) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + a_4yz + a_5yz + a_6zx + a_7xyz \quad (10.2)$$

其中  $a_{0,1,\dots,7}$  是由  $v_0 \sim v_7$  8 个顶点的值决定的常数。

## 2) 等值面定义

等值面是空间所有具有某个相同值的点的集合, 表示为

$$\{(x, y, z) | f(x, y, z) = c\}, c \text{ 是常数} \quad (10.3)$$

等值面并非存在于每个体素中, 当体素的 8 个顶点值都大于或都小于  $c$  时, 体素内部不存在等值面。只有在既包含大于  $c$  的顶点也包含小于  $c$  的顶点的体素内部才存在等值面, 这样的体素称为边界体素。

要求取等值面与边界体素的交线方程, 设体素一个表面的方程为  $z = z_0$ , 代入公式 (10.3), 可得

$$b_0 + b_1x + b_2y + b_3xy = c \quad (10.4)$$

其中,  $b_{0,1,2,3}$  是  $a_{0,1,\dots,7}$  的线性组合。

因此, 三次曲面的等值面与体素表面的交线是一条双曲线。被等值面穿过的相邻体素中都包含等值面的一部分, 或称为等值面片。因此, 也可以认为等值面是由许多等值面片组成的连续曲面。

由三次代数曲面描述的等值面, 构造和显示都十分复杂, 因此, 在计算机图形学中, 采用了通过三角片拟合来构造等值面的方法。本章中介绍的 MC 算法, 就是在边界体素中生成三角面片, 以三角面片拟合等值面的方法。

## 10.3.3 移动立方体算法

移动立方体 (marching cubes) 算法本质上就是从三维的数据场 (或称体素) 中抽取等值面 (由多边形面片组成) 的算法。在二维的时候, 称为 marching square (移动正方形) 方法。

该算法逐个遍历数据场, 每 8 个顶点组成一个立方体为最小处理单元, 然后确定该立方体上是否有等值面, 如果有, 计算等值面与立方体的棱边的顶点。这样按照一定顺序把所有立方体遍历, 最终可以得到所想要的曲面 (等值面)。

### 1. MC 算法的基本原理

在 MC 算法中, 假定原始数据是离散的三维空间规则数据场, 前述医学影像中 CT

及 MRI 等产生的图像均属于这一类型。MC 算法的基本思想是逐个处理数据场中的立方体（体素），分类出与等值面相交的立方体，采用插值计算出等值面与立方体边的交点。根据立方体每一顶点与等值面的相对位置，将等值面与立方体边的交点按一定方式连接生成等值面，作为等值面在该立方体内的一个逼近表示。因而，MC 算法中每一单元内等值面抽取的两个主要计算是：①体素中由三角片逼近的等值面计算；②三角片各顶点法向量计算。

### 1) 体素中等值面剖分方式的确定

MC 算法的基本假设是沿着立方体的边界数据场呈连续线性变化，也就是说，如果一条边的两个顶点分别大于、小于等值面的值，则在该边上必有也仅有一点是这条边与等值面的交点。确定立方体体素中等值面的分布是该算法的基础。

首先对立方体的 8 个顶点进行分类，以判定其顶点是位于等值面之外，还是位于等值面之内。再根据 8 个顶点的状态，确定等值面的剖分模式。顶点分类规则如下：

① 如立方体顶点的数据值不小于等值面的值，则定义该顶点位于等值面之外，记为“0”；

② 如立方体顶点的数据值小于等值面的值，则定义该顶点位于等值面之内，记为“1”。

由于每一体素共有 8 个顶点，每个顶点共有 2 个状态，因此共有 256 种组合状态。根据互补对称性，即体素的顶点标记置反（0 变为 1，1 变为 0）不影响该体素内三角面片的拓扑结构，这样 256 种构型可简化为 128 种。再根据旋转对称性，可将这 128 种构型进一步简化为 15 种。图 10.3.3 给出这 15 种基本构型的三角剖分，其中黑点表示标记为 1 的角点。对于 8 个角点的标记都为 1 或者都为 0 的体素，它属于“0”号构型，即没有等值面穿过该体素。当只有一个角点标记为 1 时，即“1”号构型，用一个三角片代表体素内的等值面片，它将该角点与其他 7 个角点分成两部分。对于其余几种构型，将产生多个三角面片。在 Lorensen 的处理中，首先建立一个“构型——三角剖分”查找表，它包含 256 个索引项，每个索引项包含索引，旋转以及指向 15 种三角剖分中的一种的指针。其中，索引（index）是体素 8 个角点标记的有序二进制编码，即

$v_0$	$v_1$	$v_2$	$v_3$	$v_4$	$v_5$	$v_6$	$v_7$
-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Lorensen 的方法是：对于每个体素，首先根据它的索引在“构型——三角剖分”查找表中确定其三角剖分形式，然后根据相应索引项中的旋转参数确定最终的三角剖分。

### 2) 等值面与体素边界交点计算

在确定立方体内三角剖分模式后，就要计算三角片顶点位置。当三维离散数据场的密度较高时，即体素较小时，可以假定函数值沿体素边界呈线性变化，这就是 MC 算法的基本假设。因此，根据这一基本假设，可以直接用线性插值计算等值面与体素边的交点。

对于某棱边，如果它的两个端点  $v_1$ 、 $v_2$  标记不同，那么等值面一定与此棱边相交。

① 三角形顶点在与  $x$  轴平行的棱边上时，设该棱边两端点为  $v_1(i, j, k)$ ， $v_2(i+1, j, k)$ ，则交点为  $v(x, j, k)$ ，其中

$$x = i + \frac{c - f(v_1)}{f(v_2) - f(v_1)} \quad (10.5)$$

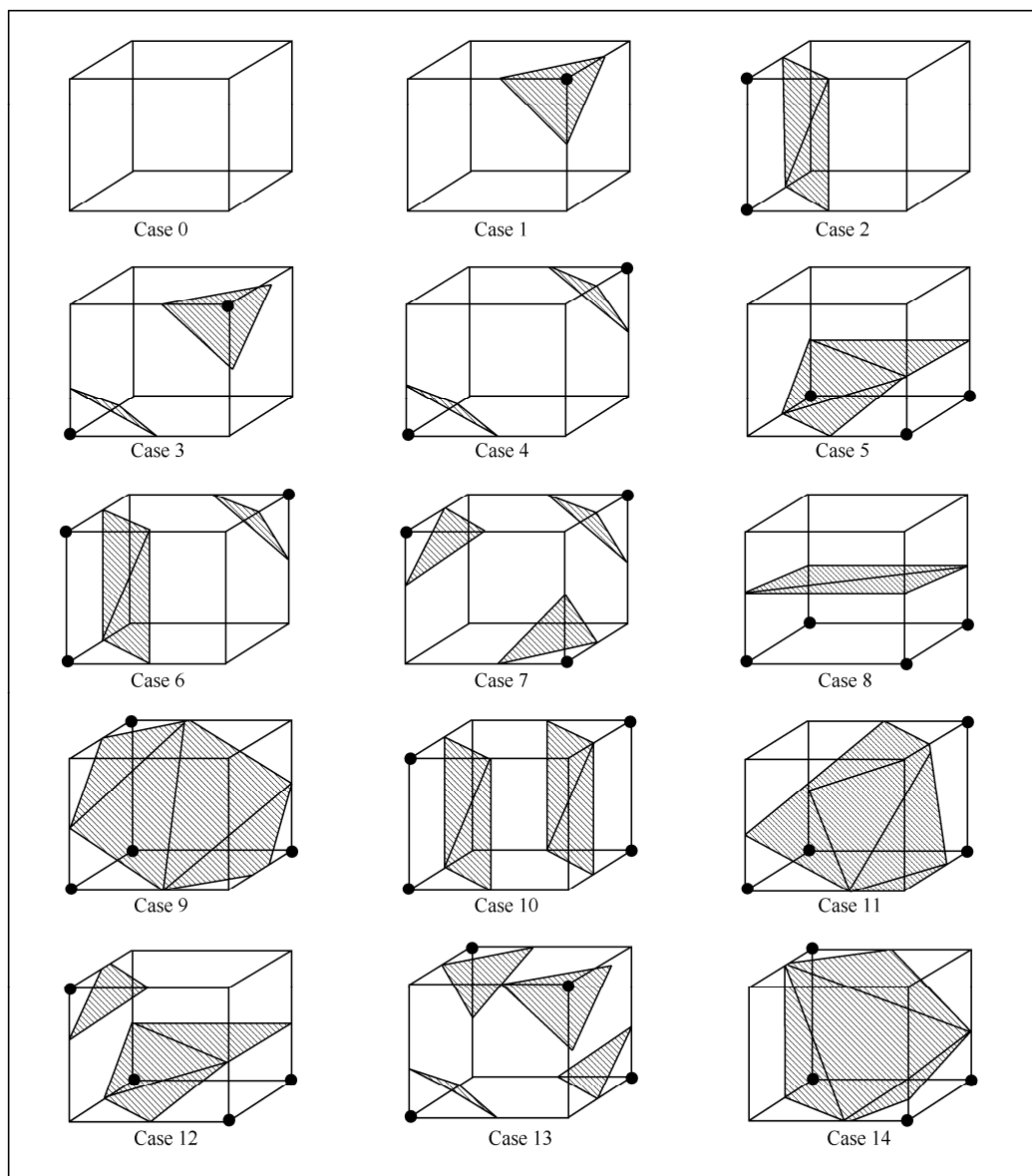


图 10.3.3 立方体中等值面 15 种构型

② 三角形顶点在与  $y$  轴平行的棱边上时, 设该棱边两端点为  $v_1(i, j, k)$ 、 $v_2(i, j+1, k)$ , 则交点为  $v(i, y, k)$ , 其中

$$y = j + \frac{c - f(v_1)}{f(v_2) - f(v_1)} \quad (10.6)$$

③ 三角形顶点在与  $z$  轴平行的棱边上时, 设该棱边两端点为  $v_1(i, j, k)$ 、 $v_2(i, j, k+1)$ , 则交点为  $v(i, j, z)$ , 其中

$$z = k + \frac{c - f(v_1)}{f(v_2) - f(v_1)} \quad (10.7)$$

其中,  $c$  为等值面的阈值。

求出了等值面与体素棱边的交点以后, 根据索引表确定的三角剖分, 即可将这些交点连接成三角片, 得到该体素内的等值面片。

### 3) 等值面与体素边界交点的法向计算

为利用可视化平台显示等值面图像, 必须给出形成等值面的各三角面片的法向, 选择适当的光照模型进行光照计算, 生成真实感图形。对于等值面上的每一点, 其沿面的切线方向的梯度分量应该是零, 该点的梯度矢量方向也就代表了等值面在该点处的法向。但等值面往往是两种具有不同密度的物质的分界面, 其梯度矢量不为零值, 即

$$g(x, y, z) = \nabla f(x, y, z) \quad (10.8)$$

直接计算三角面片的法向费时, 而且为了消除各三角面片之间明暗度的不连续变化, 只要给出三角面片各顶点处的法向, 并采用哥罗德模型绘制各三角面片即可。

此处采用中心差分计算出体素各角点处的梯度, 然后再次通过体素棱边两个端点处梯度的线性插值求出三角面片各顶点的梯度, 也就是各顶点处的法向, 从而实现等值面的绘制。体素角点的中心差分公式如下:

$$\begin{aligned} g_x &= \frac{f(x_{i+1}, y_j, z_k) - f(x_{i-1}, y_j, z_k)}{2\Delta x} \\ g_y &= \frac{f(x_i, y_{j+1}, z_k) - f(x_i, y_{j-1}, z_k)}{2\Delta y} \\ g_z &= \frac{f(x_i, y_j, z_{k+1}) - f(x_i, y_j, z_{k-1})}{2\Delta z} \end{aligned} \quad (10.9)$$

其中,  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$  分别是体素的边长。

### 4) MC 算法抽取等值面的算法流程

MC 算法求等值面的步骤如下:

**Step1**, 将三维离散规则数据场分层读入;

**Step2**, 扫描两层数据, 逐个构造体素, 每个体素中的 8 个角点取自相邻的两层;

**Step3**, 将体素每个角点的函数值与给定的等值面值  $c$  进行比较, 根据比较结果, 构造该体素的索引表;

**Step4**, 根据索引表得出与等值面有交点的棱边;

**Step5**, 通过线性插值方法计算出体素棱边与等值面的交点;

**Step6**, 利用中心差分方法, 求出体素各角点处的法向量, 再通过线性插值方法, 求出三角面片各顶点处的法向量;

**Step7**, 根据各三角面片各顶点的坐标及法向量绘制等值面图像。

### 5) MC 算法描述

```
for(k=1; k<Nz; k++)
{ 读入 k-1,k,k+1 和 k+2 四层数据点值
  for(j=1; j<Ny; j++)
  {  for(i=1; i<Nx; i++)
    {
      a. 由(i,j,k), (i+1,j,k), (i+1,j+1,k), (i,j+1,k), (i,j,k+1),
        (i+1,j,k+1), (i+1,j+1,k+1), (i,j+1,k+1)组成当前立方体体素的 8 个角点  $v_0, v_1, \dots$ ,
```



```

    v7, 判定 v0, v1, ..., v7 与等值面的相对位置 (内或外), 并由此决定当前体素的索引下标值 Index。
b. 由 Index 取出构造索引表中的等值面片的连接方式 P。
c. 由线性插值计算出体素棱边上等值面交点的位置和相应法向量。
d. 将根据 P 确定的次序构造等值面的三角面片放入输出的等值面几何表示中。
end
}
end
}
end
}

```

## 2. MC 算法生成等值面的近似表达与连接的二义性

MC 算法构造的三角面片是待求等值面的近似表示。在 MC 算法中, 等值面与体素边界的交点是基于函数值在体素边界上作线性变化这一假设而求出来的。当数据场密度高、体素较小时, 这一假设接近于实际情况。例如, 由 CT 或 MRI 得到的医学图像就属于这种情况。但是, 在稀疏的数据场中, 体素较大, 如果仍然认为函数值在体素边界上具有线性变化, 将会产生较大误差。这时, 需要根据不同的应用背景对体素边界上的函数值作其他适当的假设, 才能较准确地求出等值面。

另外, 即使函数值沿体素边界作线性变化这一假设符合实际情况, 通过线性插值求出的交点位置准确。但是, 将体素中同一个面上两条相邻边上的交点简单地用直线连接起来也是一种近似, 如图 10.3.4 所示。

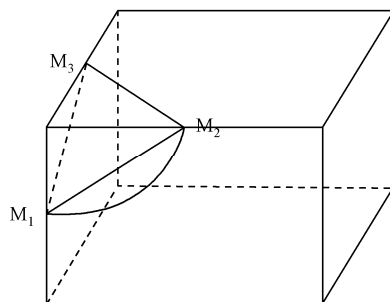


图 10.3.4 MC 算法生成等值面的近似表达

由前面的分析可知, 与方向无关的三线性插值模型生成的等值面为三次曲面, 可以方便地求出等值面与体素边界面的交线方程。不失一般性, 设某边界面所在平面的方程为  $z=z_0$ , 代入等值面定义公式

$$\{(x, y, z) \mid f(x, y, z) = c\} \quad (10.10)$$

得:

$$b_0 + b_1x + b_2y + b_3xy = c \quad (10.11)$$

其中

$$b_0 = a_0 + a_5z_0$$

$$b_1 = a_1 + a_6z_0$$

$$b_2 = a_2 + a_5z_0$$

$$b_3 = a_3 + a_7z_0$$

其中  $a_{0,1,\dots,7}$  是由  $v_0 \sim v_7$  八个顶点的值决定的常数,  $b_{0,1,2,3}$  是  $a_{0,1,\dots,7}$  的线性组合。

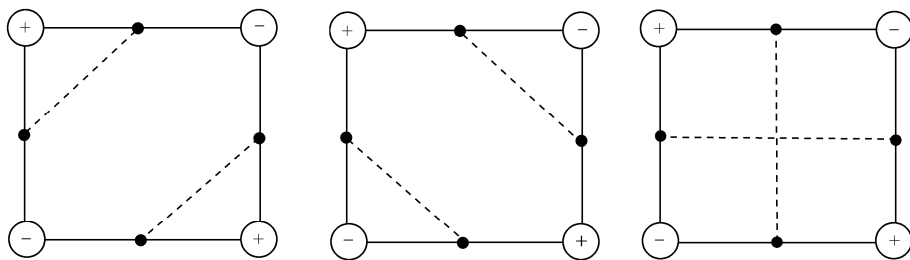
显然, 公式 (10.11) 表示的是一对双曲线, 如果用一条直线来表示这条双曲线, 则会引起误差。

对于体素较小的情况,如 CT、MRI 等医学图像,当  $z$  方向间距较大时,可以用断层间插值方法来减小  $z$  间距,这种近似引起的误差是可以忽略的。

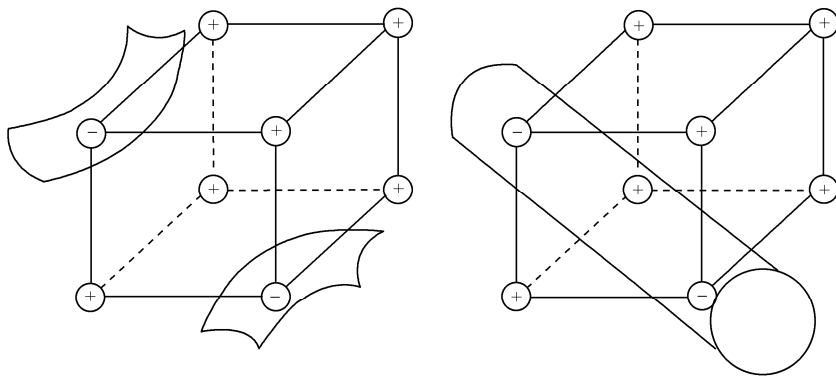
### 1) 等值面连接方式上的二义性

在 MC 算法中,在体素的一个面上,如果值为 1 的角点和值为 0 的角点分别位于对角线的两端,则可能会有两种连接方式,因而存在连接上的二义性问题。如图 10.3.5 所示,这样的面称为二义性面,包含一个以上的二义性面的体素即为具有二义性的体素。在图 10.3.3 的 15 种构型中,第 3, 6, 7, 10, 12, 13 等 6 种构型具有二义性。

MC 算法存在着连接方式上的二义性问题。在 Lorensen 提出此算法后不久就由 M. J. Durst 在一篇文章中提了出来。



(a) 连接方式二义性的二维表示



(b) 连接方式二义性的三维表示

图 10.3.5 MC 方法二义性面

### 2) 二义性的消除

从上述二义性问题的分析可知,由于体素间存在二义性,面上连接不当可能产生等值面的拓扑不一致,从而使等值面出现孔隙,如图 10.3.6 所示。

只有解决二义性面上的不确定性,才能保证所构造的等值面具有拓扑一致性。目前,人们在 Lorensen 算法的基础上做了不同改进,以消除等值面构造中的二义性。解决二义性的方法可归纳为以下几种。

① 二义面平均值判定法(facial average values): 计算二义面上四个顶点值的平均值,比较该平均值与阈值  $c$  的大小,并根据平均值大于或小于  $c$  分别选择可能出现的拓扑流形中的一种。

② 子构型查找表 (subcase table): 对于 15 中基本构型中的具有二义性的构型, 各自建立一个子查找表, 每个子查找表包含两种三角剖分方式。此外, 还须存储一个表来记录这些三角剖分方式的相容性。

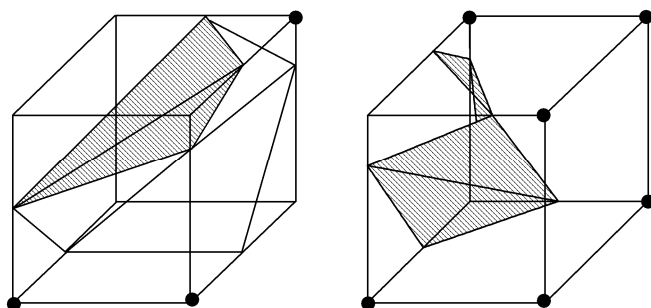


图 10.3.6 拓扑不一致造成孔隙

③ 梯度一致性准则 (gradient consistency heuristics): 由二义面的四个角点梯度平均估算二义面中心点上的梯度, 并根据该梯度方向决定二义面的拓扑流型。

④ 渐近线判别法: 渐近线判别法是 G.M.Nielson 等人提出的, 该方法最为常用。下面详细论述渐近线判别和消除二义性的方法。

正如式 (10.11) 所表示, 在一般情况下, 等值面与体素边界面所在平面的交线是双曲线, 该双曲线的两支及其渐近线与体素的一个边界的相互位置关系可用图 10.3.7 表示。在该图所列的 4 种状态中, 当双曲线的两支均与某边界面相交时, 就产生了连接方式上的二义性。此时, 双曲线的两支将边界面划分为 3 个区域, 可见, 双曲线中两条渐近线的交点必然与边界面中位于对角线上的一对交点落在同一个区域内。

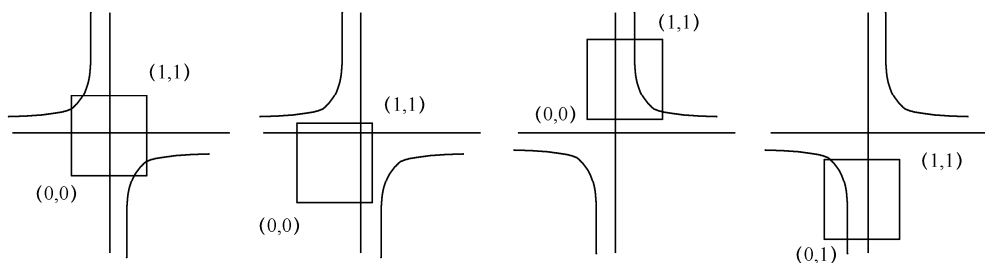


图 10.3.7 双曲线与体素边界的相互位置关系

公式 (10.11) 所表示的双曲线的两条渐近线的交点坐标为

$$\begin{cases} x = [a_2 + a_5 z_0] / [a_4 + a_7 z_0] \\ y = [a_1 + a_6 z_0] / [a_4 + a_7 z_0] \end{cases} \quad (10.12)$$

当出现二义性时, 需要计算  $f(x, y, z_0)$  的值。如果  $f(x, y, z_0) > c$ , 则渐近线的交点应与其函数值大于  $c$  的一对角点落在同一区域内。如果  $f(x, y, z_0) < c$ , 则渐近线的交点应与其函数值小于  $c$  的一对角点落在同一区域内。这就是当出现二义性时, 交点之间的连接准则, 如图 10.3.8 所示。在此图中, 当  $f(x, y, z_0) > c$  时, 对渐近线的交点标以正值, 其对应的二义面称为正值二义面。当  $f(x, y, z_0) < c$  时, 对渐近线的交点标以负值, 其对应的二义面称为负值二义面, 如图 10.3.8 所示。

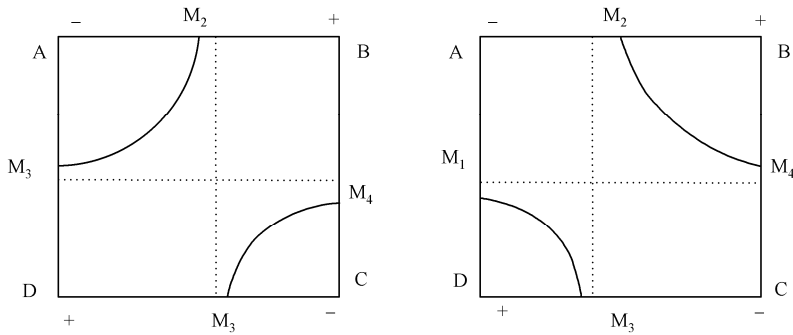


图 10.3.8 二义性等值面判定

在图 10.3.3 所列出的全部 15 种构型中, 第 0, 1, 2, 4, 5, 8, 9, 11, 14 等 9 种不存在二义性面, 因为它们只存在 1 种连接方式。第 3, 6 两种构型, 各存在一个二义性面, 因此各有两种连接方式。第 10, 12 两种构型, 各存在两个二义性面, 因而各有 4 种连接方式。第 7 种构型存在 3 个二义性面, 因而各有 8 种连接方式。第 13 种构型存在 6 个二义性面, 因而各有 64 种连接方式。将以上各种情况加在一起, 共有 93 种不同的连接方式, 除去对称的和相同的方式, 共有 34 种不同的连接方式。对于存在二义性的体素, 按上述方法解决二义性问题, 虽然增加了计算量, 但为得出完全正确的结果却是十分必要的。

### 3) MC 算法的重建结果及分析

图 10.3.9 基于第 8 章的分割方法进行组织分割后, 给定等值面值用 MC 算法抽取等值面构建的三维表面几何模型, 在 OpenGL 环境下用 Phong 光照模型进行真实感绘制的结果。其中图 10.3.9 (a) 是  $256 \times 256 \times 109$  的人头核磁共振 (MRI) 的质子密度 (pd) 图像数据表皮的重建模型; 图 10.3.9 (b) 和 (c) 分别是  $128 \times 128 \times 93$  的人头 CT 图像数据颅骨及表皮的重建模型。

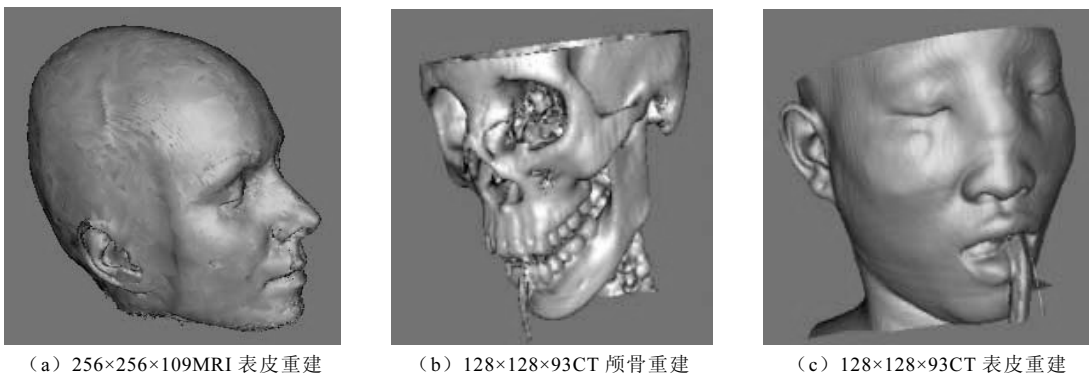


图 10.3.9 MC 算法重建的表面模型

表 10.2 给出了图 10.3.9 重建模型的顶点数量及三角面片数量。

由上面的重建结果可以看出, 由 MC 算法抽取等值面, 并用渐近线判别法消除连接方式上的二义性, 重建的表面几何模型能保证拓扑的一致性, 并能逼真地表现重建组织。但是, 由表 10.2 可看出, MC 算法重建的模型所包含的三角面片数量巨大, 难以实现实

时交互绘制。

表 10.2 MC 算法数据

图像数据类型及规格	重建组织	模型三角面片数	模型顶点数
256*256*109 MRI	人头表皮	696 889	347 322
128*128*93 CT	颅骨	187 559	94 015
128*128*93 CT	人头表皮	137 799	69 331

面绘制技术的优点是轮廓数据量小，绘制速度快；此外还可以利用标准的计算机图形学技术，包括标准的明暗处理模型，这种模型加快了几何变换和绘制过程。这种技术的缺点主要集中在需要预抽取可视化结构的轮廓，这个抽取过程切断了结构轮廓与体数据的联系，而这种联系在切片生成或数据测量中是重要的，因而会丢失所有其他的体图像信息；此外，由于可视化表面的选定在轮廓抽取时就已经确定了，因此这种技术不能实现交互的、动态的表面绘制；最后，由于表面块的离散特性造成在绘制表面上存在着人为的虚假表面。

10.3.4 discretized marching cubes 算法

discretized marching cubes（DiscMC）算法是 C. Montani, R. Scateni 和 R.Scopigno 在 1994 年提出的一种新型 Marching Cubes 的改进算法，它将三维表面的重构和简化过程融为一体，在等值面生成过程中自适应地完成了面片的合并。与其他简化算法相比，DiscMC 具有算法效率高、简化比例高，损失精度小等优点。同时，DiscMC 还采用了非常简捷的办法解决了经典 marching cubes 算法中的二义性问题。

经典 marching cubes 算法直接根据体元顶点的内外状态构造出三角面片，这些三角面片的顶点是根据所在边的两个顶点的密度值通过插值计算得出。DiscMC 则把整个过程分成三步。

**Step1，扫描（marching）：**首先，所有与等值面相交的体元被逐一扫描，根据其 8 个顶点的内外状态按照规定好的方式生成三角面片。在这一步中，所有生成的三角面片只是用它所在体元的位置和其形态的编号进行记录，并不计算其实际的顶点坐标值。即先假设所有的三角形面片的顶点只可能落在立方体体元边界的中点和体元中心点这 13 个地方，因而生成的三角形面片的形状是个数有限的。

**Step2，合并（merging）：**三角面片生成后，将凡是位于同一平面并且相邻的三角面片合并，形成大的多边形。随后，大的多边形又被重新划分为三角形。

**Step3，插值（interpolating）：**DiscMC 的最后一个步骤是通过线性插值计算出最后所得的三角面片的顶点坐标，这一步和经典的 MC 算法是相同的。

DiscMC 算法中“离散”的思想就是延后插值计算，重建过程中生成的三角面片全部用离散值来表示，即三角面片所处平面的位置、方向，在所处体元中的位置、形态全部都是离散量，仅有有限数目的可能取值。

1. 扫描

根据以上的思想，在第一个步骤——扫描的过程中，所生成的三角面片的顶点在一

个体元中仅有 13 个可能位置（每条边的中点 12 个，外加体元中心点）。三角面片的可能平面方向也只有图 10.3.10 中列出的 13 种。当然，如果考虑平面的法向方向，则一共是 26 种。DiscMC 也同时规定了扫描在这一步中所有可能产生的三角面片都是图 10.3.10 中的某一个。

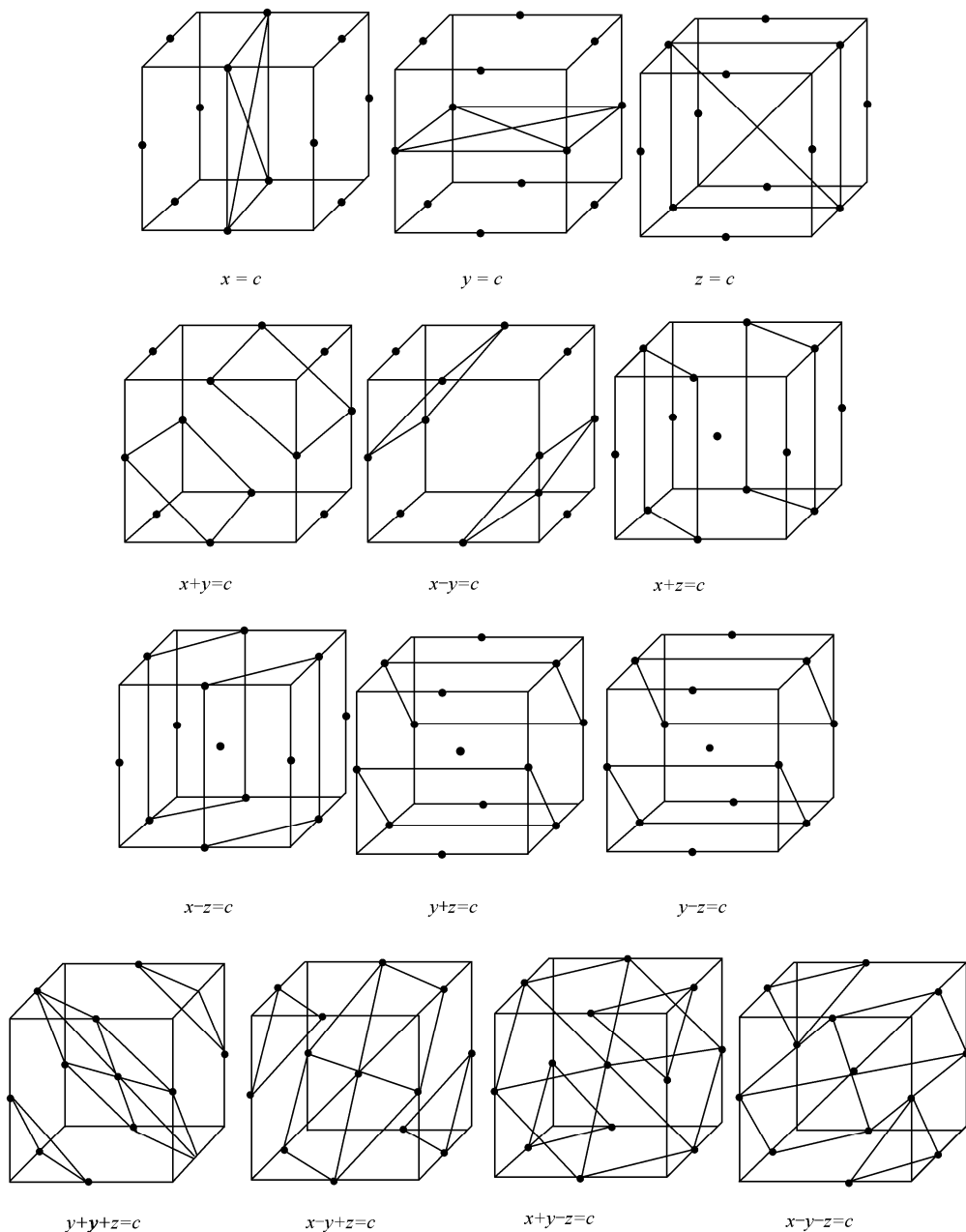


图 10.3.10 三角片面所有可能构型

在扫描过程中，三角面片生成后就马上根据其所处的平面方向和位置存储在一个两层的链表结构中。第一个层次存储 26 个不同的平面方向，每个元素指向另一个链表，该

链表存储了这个方向上的一系列平行的平面。第二个层次上每一个元素均是一个链表，存储该平面上已生成的三角面片，存储的三角面片只须用它在该平面上的位置信息记录即可，这样也便于后面合并过程的进行。

## 2. 合并

三角面片合并是 DiscMC 算法的核心，合并目的是将所有邻接且位于同一平面的三角面片合并成大的多边形，再将得到的多边形划分为尽可能大的凸多边形，最后将得到的凸多边形划分成三角形。这样，合并过程又可以分为三个子步骤：（1）合并；（2）分割；（3）三角形划分。下面将以  $z=c$  平面为例描述这一过程。

合并是将扫描步骤中产生的在同一平面又相邻的小三角面片进行合并，形成大的多边形，如图 10.3.11 所示。在合并过程中，每一个在扫描过程中形成的统一平面上的三角面片被重新以“异或”模式写入一个二维数组，这样，这些三角面片就自然而然地“合并”了，数组中仅剩下合并后多边形的边界。另外，所有三角面片的水平边也不需要记录，只要记录垂直边和斜边就足以表示多边形的边界了。

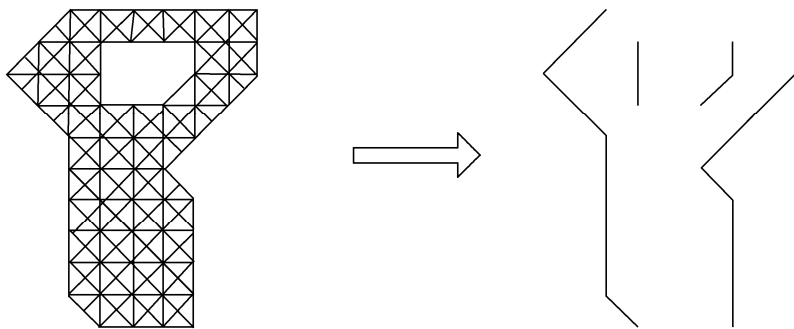


图 10.3.11 合并过程

### 1) 分割

分割是将合并得到的多边形分割成一个个小的凸多边形，以便进行下一步的三角形分割，如图 10.3.12 所示。

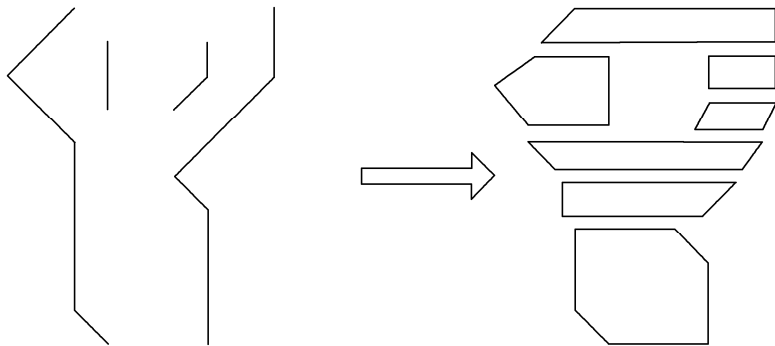


图 10.3.12 分割过程

为了方便起见，凸多边形的分割是按水平方向自上而下进行的。分割完成后，每个凸多边形的信息便从二维数组中提取出来，按照逆时针的顺序将其顶点存储在一个链表中。

## 2) 三角形划分

三角形划分是将分割得到的各个凸多边形最后化分为三角形, 形成三角面片网格模型, 如图 10.3.13 所示。

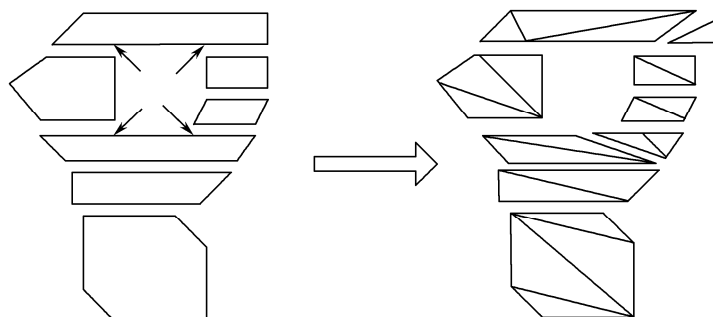


图 10.3.13 三角划分过程

## 3. 插值

节点的坐标值最终通过线性插值计算出来, 这一步同经典的 Marching Cubes 算法是一样的。

从上述的算法描述中可以看出, DiscMC 具有如下特点:

- ① 由于 DiscMC 算法的主要部分是基于离散值的, 耗时的插值计算量被降到了最低, 故而算法效率很高。
- ② 简化比例高, 由于凡是位于同一平面且相邻的三角面片都进行合并, 所以如果初始三维表面比较平坦, 可以达到很高的简化比, 并保持有限的精度损失。
- ③ 可以保持细微结构, 只要某细微结构在第一次的扫描中能够体现出来, 则它就不会被 DiscMC 的简化过程所破坏, 这也是 DiscMC 优于其他简化算法的地方。

## 10.3.5 marching tetrahedra 算法和剖分立方体算法

marching tetrahedra (MT) 方法是从 MC 方法的基础上发展起来的。该方法首先剖分立方体体元为四面体, 然后在其中构造等值面。这种方法的优点有: 首先, 由于四面体是最简单的多面体, 其他类型的多面体都能剖分成四面体, 因而具有广泛的应用背景。其次, 将立方体剖分成四面体后, 在四面体中构造的等值面的精度显然比在立方体中构造的等值面要高。

剖分立方体算法 (dividing cubes, DC) 和面绘制算法 (marching cubes) 一样, 对数据场中的体元逐层、逐行、逐列进行处理。marching cubes 算法用体元上的三角形面片来逼近等值面, 这种方法得到不断的改进和广泛的应用。但是, 这种方法提出后不久, 他们就认识到当三维数据场的密度很高时 (例如, 由 CT 和 MR 得来的医学图像数据), 由 marching cubes 方法在体元上产生的小三角面片, 在很多情况下, 比屏幕上的像素 (pixel) 还要小。因此, 通过插值来计算小三角面片是不必要的。随着新一代 CT 及 MR 设备的产生, 二维切片的图像的分辨率不断提高, 断层不断变薄, 已经接近并超过计算机显示的分辨率。这种情况下, 常用于三维表面重建的 Marching Cubes 方法已不适用。1988 年, 仍由 Cline 和 Lorensen 二人提出了 Dividing Cubes 方法, 该方法对数据场中每



个体元进行扫描,并测试体元角点的函数值,当某一体元的 8 个角点的函数值位于等值面的一侧时,表明等值面不通过该体元,因而不进行处理;当某一体元 8 个角点的函数值位于等值面的两侧,而此体元在屏幕上的投影大于像素时,则将此体元进行剖分直至其投影等于或小于像素时,再对所有剖分后得到的小体元的 8 个角点进行检测。当其角点的函数值位于等值面的一侧时,不予处理。当其角点的函数值位于等值面两侧时,投影此小体元到屏幕上,形成所需要的等值面图像。这里,称这种小体元为面点(surface-point)。可以看出,当体元尺寸远远大于屏幕像素时,其算法效率比 marching cubes 方法差,但当体元的投影尺寸与像素大小相当时,算法效率大大提高,还消除了 marching cubes 方法的二义性问题,并适合于并行实现。

## 10.4 体绘制

体绘制(volume rendering)是一种功能强大的图像显示和操作技术,它允许同时显示出具有明暗效应的部分体积数据,其最重要的优势在于它能够“直接”显示体积数据。该方法不需要先做表面或物体分割就可以直接观看体图像,并保存了原始图像体数据值的前后关系。它丢弃了传统图形学中体由面构造的这一约束,而采用体绘制光照模型直接从三维数据场中绘制出各类物理量的分布情况。它能对蕴藏在体数据之中的物体或者自然现象进行处理、分析和显示,这无疑会帮助人们更好地认识所要研究对象的内部结构、属性和内在规律。由于体绘制比表面绘制包含了更丰富、更完整的信息,因此更适合表示无规则的具有复杂形体的目标。由于整个体图像被绘制,本身保持了绘制图像和体图像数据之间的关系,所以能够对绘制的图像进行基于体素值的测量。另外,可以通过改变光线投射和表面识别条件动态地决定绘制的表面。体绘制重建的图像效果较好,保留了大量的细节信息,大大地提高了图像的保真度,但该方法运算的数据量大,可视化计算成本高。

软件实现的体绘制算法由遍历方式的不同引申出三大类直接体绘制方法:图像空间、物体空间和频域空间方法。第一类方法以图像空间为序,从视点出发投射光线累积最终光亮度,典型的代表是光线投射;第二类方法以物体空间为序,计算体素在图像空间的位置并累积其贡献,典型代表有足迹表方法和 shear warp 算法;第三类方法利用卷积公式将空间域的计算转移到频率域,再将计算结果变换为空间域。由于体绘制方法处理数据量大,流程长,采用前述三类方法绘制一般尺寸的体数据( $128 \times 128 \times 128$ )都不能达到实时的效果。因此体绘制加速研究从 20 世纪 90 年代初到现在一直是一个热点课题。一般地,图像空间的体绘制加速方法主要在于减少处理体素和减少遍历时间,如层次结构、基于模板的体光线投射等。而物体空间的体绘制加速方法主要在于层次结构,平行处理 shear warp 方法等。频域空间的方法由于本身的缺点——无法提高深度信息以及只能处理平行投影,所以研究价值不大。下面详细介绍光线投射算法和错切变形算法,同时简要介绍抛雪球算法。

### 10.4.1 光线投射算法(ray-casting)

#### 1) 光线投射算法的原理

光线投射最初的思想是由 Tuy 等人在 1984 年提出,并完成了对三维物体的直接绘制。该方法从图像的每个像素点出发,对体数据场进行重采样以及图像的合成,因而属于图像空间的体绘制法。该方法可表述如下:假设三维数据场中每一个数据点都有一个颜色

值和不透明度,采用平行投影的方式,假定视点在无穷远处,根据当前视点的位置,透过屏幕上的某一像素点向三维数据场发出一条射线并穿过三维数据场,再沿着这条射线进行一定或者不定步长的采样,由采样点附近 8 个数据点的颜色值和不透明度值进行三线性插值或者均值处理得到当前采样点的属性值。在采样的过程中,对于每条光线上的采样点采取由前向后或者由后向前的顺序,进行图像颜色的合成以及阻光度的累加,就可以得到发出该射线的像素点的颜色值,当所有的像素点应用以上的方法处理结束,便得到屏幕上的最终图像。

## 2) 算法绘制流程

算法的具体实现步骤如下:

- ① 对原始的体数据场进行预处理,如数据的滤波、去噪、增强以及重采样等操作;
- ② 根据预先设定的分类原则以及重建对象属性,如 CT 图像灰度值,MR 图像灰度值以及 T1, T2 值等对原始图像进行精确的分类;
- ③ 按照重建对象的不同,参照设定的颜色映射表和阻光度表,对各类图像数据分配相应的颜色值以及阻光度值;
- ④ 沿着光线方向,对体数据场进行采样,同时对成像面上的每个像素的颜色值以及阻光度值进行累加。

图 10.4.1 中,黑色实心点代表数据场中网格点,空心点代表沿着光线采样点。当采样点恰好在网格点时,即采用体数据场的原始值进行重构处理;当采样点不在网格点时,应用三线性插值获得拟合值,图中黑色方形点代表三线性插值过程中的中间位置点。

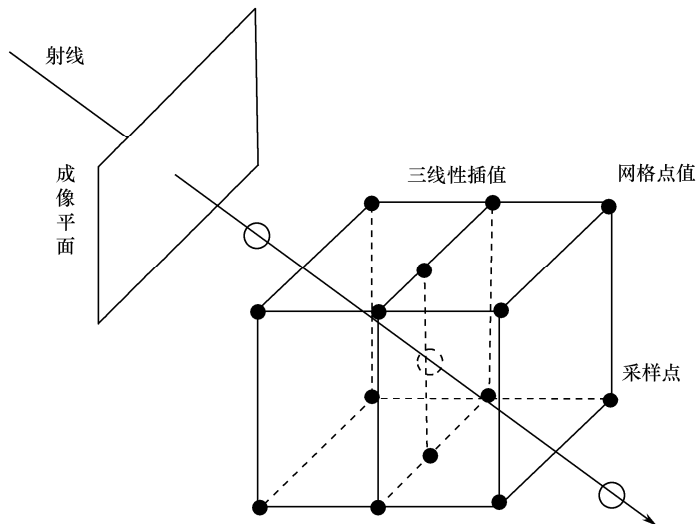


图 10.4.1 光线投射法原理图

## 3) 光线投射法相关加速算法

近年来,研究者针对体数据场的空间结构特点,对光线投射法提出了各种加速算法。基本思想主要是通过降低光线与体数据场之间求交次数降低重建过程的运算复杂度。体数据场八叉树组织方法的适应性均一化分级策略使得在简化不必要处理过程的同时,为构建射线模板和后续的交叉计算提供了有利的应用基础。Siddon 等人用射线和平面求交

来代替射线和体素的求交，简化了求交操作。有人把片面组应用到求交过程中，每一个新的交点都可以由上一个交点求得，使重建过程运算的复杂度减少到  $O(n)$ ，将光线投射法的运算速度提高到新的台阶，进一步推动了该项技术在临床应用中的推广。

光线投射的另一个加速方向是通过体数据场的相关性，采用一种相关性或者多种相关性相结合的方法，能够起到令人满意的效果。下面对主要的几种方法进行讨论：

① 像空间相关性，图像平面的像素之间存在者很高的相关性，即具有相似或者完全相同的颜色或者深度。因而可以通过间隔发射光线的方式进行重建，对于不发射光线的像素点可以根据相邻的像素值，采取一定的插值方法来得到。

② 物空间相关性，三维体数据场的像素之间存在很高的相关性，因而在相同或者相似的物质区域中，可以通过避免和减少采样点来降低运算的复杂度。

③ 光线间相关性，在平行投影成像的过程中，由成像平面发出的射线虽然出发点不同，但是这些光线在三维数据场中具有相同的斜率和截距。因而可以应用每一条射线上的采样点，通过带入相应的插值参数就可以实现插值，避免了重复运算，实现算法的加速。

④ 序列间相关性，在交互操作的过程中，包括旋转、平移以及缩放等对于当前图像可以应用上一幅成像的部分信息对当前的操作进行加速。

⑤ 空间跳跃方法，由于体数据场中的空体素对于重建的图像没有贡献，因此跳过对空体素的处理不会对重建图像有任何的影像，而且还会加速图像的生成速度。在该项技术中，接近云算法（proximity cloudy）是比较成熟而且应用比较广泛的一种方法。

#### 4) 光线投射法的特点

光线投射技术考虑了相关体素对图像像素的贡献，利用了尽可能多的信息，因而生成的图像质量较高。但由于采用了光学方法，虽然能在一定程度上看到内部结构，但有时图像看起来比较模糊。另一方面，采样点的不精确性，会导致生成的图像产生走样。而且沿着光线方向采取等间距采样是盲目的，然而如果等间距采样不能随着数据场的内容变化而变化，也会丢失一些细节信息。有时为了得到较高质量的图像需要对数据场进行大量的采样，这样就产生大量内存被占用的问题。因为样本不能按照内存顺序进行存储，这样就产生了超高速缓存障碍。

### 10.4.2 错切变形算法（shear-warp）

错切变形算法的平行投射法最初由 F.Klein 和 G.G.Cameron 等提出，P.Lacroute 等人在 1994 年将该算法应用于体绘制，取得了很好的效果。它的基本思想是将三维体数据场的投影变换转换为三维数据场的错切变换（shear）和二维数据场的变形变换（warp）两步来实现。这样，应用二维平面的采样过程代替三维数据场空间的采样过程，计算数据量得到明显降低。体数据场由三维空间转换到错切空间后，其中所有的视线与基本的视线相平行。这样，得到视线方向和切片方向相垂直的空间结构，然后将数据场投影到二维图像平面上。变形过程是指，将体数据在错切空间投影得到结果，应用二维变换相关技术变换到图像空间，进而得到真实的成像结果。

#### 1) 错切变形算法的实现

医学图像三维重建的错切变形算法实现过程如图 10.4.2 和图 10.4.3 所示。一般采用平行投影法，计算简单，只需要平移就可实现错切变换，而且重建得到的生物器官图像

大小和显示屏幕的大小相差不大，能够保持物体相关的比例不变。

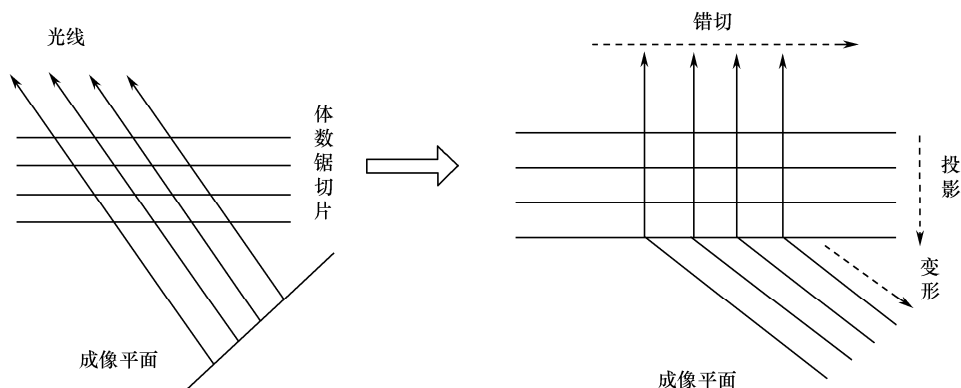


图 10.4.2 平行投射过程

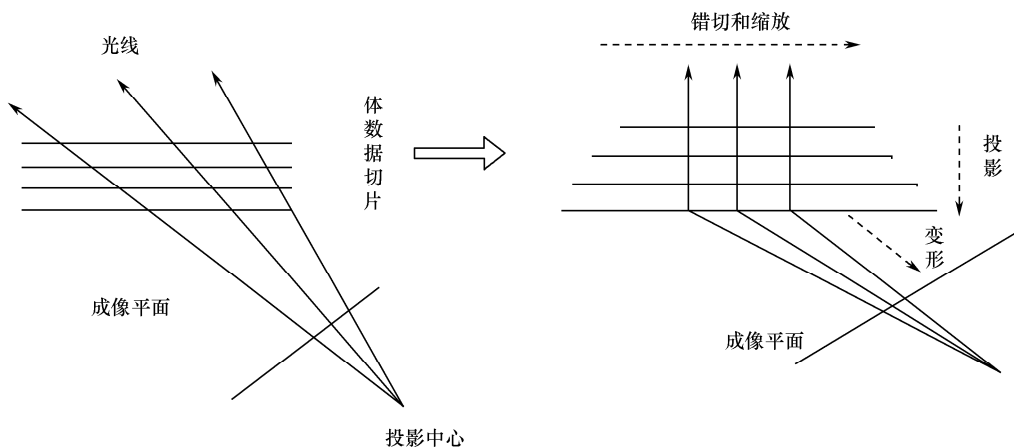


图 10.4.3 透视投影过程

在透视投影过程中，错切变形包含平移和缩放两个部分。透视投影会增加计算量，却不会增加更多的可见信息和立体感，而且生成的视图不会保持相关比例不变。

由于 shear-warp 涉及空间变换问题，因此在重建过程中需要建立四个坐标系：物体坐标系、标准物体坐标系、中间坐标系和图像坐标系。将物体空间的点变化到图像空间，需要经历以上坐标系之间的变换，便形成了对应的视矩阵。对于视矩阵的形成过程包括一个简单的坐标变换和一个三维错切变化及一个变形变换，它们之间的关系可以表示如下：

$$M_{\text{new}} = M_{\text{wap}} M_{\text{shear}} P \quad (10.13)$$

同时，需要选择一个基本视向，对应三个坐标轴，基本视向应该选择与视线方向最接近垂直的坐标轴方向。与观察方向之间的夹角最小的坐标轴，被定义为物体空间的基本视向。下面做如下设定，在成像空间中，观察者的基本视线方向为：

$$\vec{v}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10.14)$$

$\overline{v}_1$  称是观察方向  $\overline{v}_0$  变换到物体空间的矢量, 则它们之间的关系可以用公式表示为:

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_{ax} \\ v_{ay} \\ v_{az} \end{bmatrix} \quad (10.15)$$

其中,  $m_{11} \sim m_{13}$  是视矩阵  $M_{\text{new}}$  中的元素。根据 Cramer 法则, 上式可以写为:

$$\overline{v}_0 = \begin{bmatrix} m_{12}m_{23} - m_{22}m_{32} \\ m_{21}m_{13} - m_{11}m_{23} \\ m_{11}m_{22} - m_{21}m_{12} \end{bmatrix} \quad (10.16)$$

根据以上定义及公式表示, 基本视向可以根据以下方法确定:

$$C = \max(|V_{ax}|, |V_{ay}|, |V_{az}|) \quad (10.17)$$

如果  $C = |V_{ax}|$ , 那么基本视向为  $x_0$  轴; 如果  $C = |V_{ay}|$ , 那么基本视向为  $y_0$  轴; 否则, 基本视向为  $z_0$  轴。根据基本视向, 可以得到变换矩阵  $P(p_{x_0}, p_{y_0}, p_{z_0})$  分别表示当基本视向轴为  $x_0, y_0, z_0$  时对应的变换矩阵):

$$P_{x_0} = \begin{bmatrix} 0100 \\ 0010 \\ 1000 \\ 0001 \end{bmatrix} P_{y_0} = \begin{bmatrix} 0010 \\ 1000 \\ 0100 \\ 0001 \end{bmatrix} P_{z_0} = \begin{bmatrix} 1000 \\ 0100 \\ 0010 \\ 0001 \end{bmatrix} \quad (10.18)$$

## 2) 错切变形算法的相关加速算法

在将三维物体空间的数据转换到错切空间的过程中, 要保证变换后视线与切片相垂直, 即错切变形使得中间图像像素的扫描行与体数据场中体素的扫描行相平行, 这就可以利用体数据场的相关性通过行程编码跳过许多空体素, 显著减少计算量。另外, 利用中间图像体素的相关性, 可用每个不透明中间图像像素存储到在同一扫描线中下一个非不透明像素的偏移量, 与图像像素相关的偏移量被用来跳过大量的不透明像素, 这样不用检查每一个像素, 可大大减少计算量。

由于并行算法具有较高灵活性, 算法的性能加速比较大, 具有较高的效率, 成为当前一个新的研究方向。基于流水线结构的并行体绘制算法, 将 PC 机用 100M 以太网构成一个流水线结构, 以切片为数据分配单位, 给流水线上每个节点机分配一定连续的切片数据。利用了通信和计算在时间上的重叠, 减少了节点机等待消息的开销, 避免了单总线结构中大数据量通信和总线争用造成的通信阻塞。

## 3) 错切变形算法的特点

shear-warp 算法的特点是中间图像的像素扫描线与数据体切片上的体素扫描线平行。透视投影时, 同一数据切片的全部体素具有相同的缩放因子; 平行投影时, 所有切片具有相同的比例因子, 因此可以选择单位比例因子, 使扫描线内的体素与中间图像的像素形成一一对应。这些优点使得并行算法能够得到充分的应用。需要注意的是, 这个中间坐标系中的图像平面并非是所定义的最终图像平面, 仅是中间图像, 还需要进行一次二维图像变换, 得到最终图像。

同时需要注意的是, 假设错切的最大角度是  $45^\circ$ , 那么一个体素会最多对结果图像平

面上的 $2 \times 2$ 个像素有贡献，体素的初始位置可能与像素的位置有偏差，最多影响到 $3 \times 3$ 个像素。

### 10.4.3 抛雪球算法 (splatting)

除了光线追踪法和错切变形法，还有抛雪球算法(splatting)也常被采用。1990年，L. Wectover 等提出了抛雪球算法。该方法把数据场中的每一个体素看作一个能量源。在成像过程中，沿着射线方向的每个体素不仅影响到当前的像素，而且对其临近范围内的像素也产生不同程度的影响。当每个体素投向图像平面时，应用重建核函数将体素的能量扩散到图像相关像素上。这种将能量由中心向周围逐渐扩散的方式，就像把一个雪球抛向一个平面。雪球散开后，在撞击中心的位置雪量最大，随着距离中心位置的增加，雪量逐渐减少，因此得名。

抛雪球算法除了具有一般直接体绘制技术的特点外，还具有以下特点：

① 抛雪球算法的成像速度相对于光线投射法具有一定的优势。重建过程中，重建核的卷积被预计算，形成了已知的足迹表，因此能量扩散过程通过查表计算便可以完成；

② 该方法使用的是物理空间序法，在图像逐步生成过程中就可以看到体数据场内部信息。特别是当按照由后到前的次序进行成像，便可以看到体数据场后面被隐藏起来的物体结构。

③ 成像质量与重构核函数有密切的关系，核函数越大，成像质量越高，同时成像时间越长，反之则相反。因而需要在成像质量和成像时间上找到平衡点。

## 10.5 可视化平台

医学图像可视化能够为医生临床诊断提供更多有用信息，因此可视化技术受到越来越多的关注并快速发展。随着医学图像可视化技术的不断发展，新的绘制算法和计算机技术的支持使过去的三维医学可视化软件存在的很多问题有了新的解决方案。

下面简单介绍几种常用的医学图像可视化软件。

### 1. Amira

Amira 软件是 TGS 公司推出的一款交互式三维可视化及建模软件系统，能将各种应用领域的科学数据实现可视化，同时它是一套面向对象的模块化的系统，模块和数据对象是其基本系统组件，在生物医学、材料科学、地球物理及工程等方面得到了广泛应用。

Amira 用户界面分为四部分：

- ① 三维图形显示器，用来显示可视化结果（输入图像切片以及显示等值面等）；
- ② 象池，显示数据对象和模块；
- ③ 作区，显示当前模块的参数以及与对象相关联的基本端口（ports）；
- ④ 台（Tcl 命令壳），显示系统信息，可以输入 Tcl 命令，Amira 的组件都可通过 Tcl 命令接口来实现。

Amira 软件使用简单灵活，但由于它是为通用可视化目的而开发的，因此它对医学图像可视化的支持较少。

## 2. IDL

IDL+VIP 是 RSI 公司的产品。IDL (interactive data language) 是一个具有可视化功能的脚本语言, 可在 IDL 开发环境下编译成可执行文件, 从而可以利用它开发商业可视化软件。尤其是它对医学图像的处理功能, 在医学可视化领域扮演着重要的角色。

IDL 特点主要有:

① DL 语言本身是一个解释性语言, 拥有一个命令行环境, 它还有 GUI 工具集, 用于开发图形用户界面, 使用户能快速开发应用软件。

② DL 是跨平台的开发环境, 不仅能在大型主机上运行且在 PC 上也可使用。

③ DL 在库的透明上比 MATLAB 要好, 许多算法可以在库中找到源代码, 以便修改提供的算法, 改进开发的应用。

④ DL 还提供一个可视化的图标式的开发环境 (VIP), 使开发人员可在不写一行代码的条件下开发可视化应用。

## 3. OpenGL

美国 SGI 公司的 OpenGL 是一个多用途且与平台无关的图形应用程序接口, 逐渐成为工业上应用最广泛支持 2D 和 3D 图形的应用程序编程接口, 并出现了成千上万的基于各种计算机平台的应用程序。OpenGL 通过集成大量的渲染、纹理映射、特殊效果和其他强大的可视化函数, 使得其应用程序更加新颖, 并大幅度加速了图形应用程序的开发。OpenGL 具有如下特点。

### 1) 高质量、高性能的可视化功能

OpenGL 是目前图形引擎的工业标准, 尤其是目前几乎所有的专业图形卡都在硬件上支持 OpenGL 加速, 从而为保证 OpenGL 的性能提供了硬件基础。

### 2) 跨平台的可用性

OpenGL 支持几乎所有的 UNIX 工作站, Windows、MacOS、OS2、Linux 等操作系统。OpenGL 可在 C / C++、Java 等各种编程语台中调用, 并且与网络协议无关。

### 3) 易用性和稳定性

OpenGL 本身所提供的 API 结构简单、实用性强, 利于用户开发各种应用程序, 并且可以很容易地得到 OpenGL 的最新的规范和源码, 以及用户手册。

## 4. ITK 和 VTK

ITK 的全称是 insight segmentation and registration toolkit, 其主要目的是提供医学影像的分割与配准功能, 是专门针对医学影像领域开发的。1999 年, 美国国家卫生院下属的国立医学图书馆发起了一个投标活动, 要出资资助开发一个分割与配准的开发平台, 作为可视人体 (visible human) 项目的一个工具, 对 visible human 项目得到的数据进行处理与分析, 最终选中六家单位合作开发, 包括三个大学和三个商业公司。从 1999 年 10 月开始, 到 2002 年 10 月发行了 ITK1.0。目前 ITK 的开发也采用开发源码的形式, 由美国 Kitware 公司负责维护。ITK 几乎包括目前所有主流的分割和配准算法, 正得到越来越多的应用。

VTK (the visualization toolkit) 是美国 Kitware 公司开发的一个开放源码的自由软件,

它可以应用于图像处理、计算机图形学和科学计算可视化。它在科学计算可视化尤其是三维重建功能如面绘制和体绘制方面具有强大的功能，使其在可视化，尤其是在医学图像领域得到广泛应用。

VTK 完全采用面向对象的设计思想来设计与开发，提供了超过 300 个 C++ 类，支持 Window、UNIX 与 Linux 等多种平台，支持 C、C++、Java、Tcl/Tk 以及 Python 等编程语言。

由于 ITK 在医学图像分割与配准方面具有非常强大的功能，在进行分割与配准算法研究及开发医学图像处理与分析系统时，我们常常需要应用这一重要的工具。但 ITK 并不具备可视化方面的功能，因此，往往在应用 ITK 进行图像处理，再利用 VTK 进行三维可视化，观察结果及进行交互显示。ITK 与 VTK 在设计风格上具有较大的差异，VTK 使用传统的面向对象的设计与开发方法，而 ITK 使用了 1998 年后颁布的 ANSI C++ 标准中的新特性，如模板（template），基于范型编程（generic programming）等。二者设计与编程风格上的不一致，给编程带来了一定难度。

## 5. VolView

VolView 是备受关注的的一个用途广泛的体可视化应用程序。由 Kitware 公司生产，既支持 Windows 平台，又支持 UNIX 平台。VolView 也提供了多分辨率、多处理器支持的光线投射方法实现精确的绘制。利用二维硬件纹理映射或 VolumePro 体绘制硬件在生物医学体数据场可视化、模拟和仿真、体图形学等多个应用领域达到较好的可交互的绘制速度。此外，还包括了丰富的体可视化特色，比如最大最小强度和合成模式，传递函数的预设和编辑，多光源设置等。

## 6. MITK

MITK（medical imaging toolkit）是中国科学院自动化研究所开发的一套应用于医学影像领域，“具有一致接口的、可复用的（包括可视化、分割、配准功能）集成化的医学影像开发包”。MITK 的代码全部使用 ANSI C++ 编写，没有使用任何编译器提供的特殊关键字或者特殊函数。具有良好的可移植性，目前支持 Windows、UNIX、Linux 等系列操作系统。MITK 专门面向医学影像领域，包括了该领域内主流的可视化、分割和配准算法的实现。MITK 的出现成为医学体数据场可视化中除了 VTK+ITK 以外的又一个选择。

## 7. 3DMED

3DMED 是中国科学院自动化研究所自主开发的三维医学影像诊断工作站。系统运行于 Windows 环境，主要包括数据接口、图像预处理、切片重组、三维重建、三维显示、虚拟内窥镜等功能，可广泛应用 CT、MR 等医学图像的处理与分析，辅助医生进行临床诊断，具有很好的应用前景。



## 参考文献

- [1] 何东建. 数字图像处理. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2003.
- [2] 黄志聪, 庄天戈. DICOM 标准的发展及最新的变化. 中国医疗器械杂志, 2004, 03: 203-207.
- [3] Rafael C, Gonzalez, Richard E. Woods. 数字图像处理 (第二版). 北京: 电子工业出版社, 2007.
- [4] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Steven L. Eddins. 数字图像处理 (Matlab 版). 北京: 电子工业出版社, 2005.
- [5] 聂生东, 邱建锋. 医学图像处理. 上海: 复旦大学出版社, 2010.
- [6] 罗述谦, 周果宏. 医学图像处理与分析. 北京: 科学出版社, 2010.
- [7] 章毓晋. 图形处理和分析. 北京: 清华大学出版社, 1999.
- [8] 章毓晋. 图像工程[M]. 北京: 清华大学出版社, 2005.
- [9] Ziou D, Tabbone S. Edge detection techniques-an overview[J]. PATTERN RECOGNITION AND IMAGE ANALYSIS C/C OF RASPOZNAVANIYE OBRAZOV I ANALIZ IZOBRAZHENII. 1998, 8: 537-559.
- [10] 林瑶, 田捷. 医学图像分割方法综述[J]. 模式识别与人工智能. 2002, 15 (2): 192-204.
- [11] 阮秋琦. 数字图像处理学[M]. 北京: 电子工业出版社, 2007.
- [12] Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms[J]. Automatica. 1975, 11 (285-296): 23-27.
- [13] Kittler J, Illingworth J. Minimum error thresholding[J]. Pattern recognition. 1986, 19 (1) : 41-47.
- [14] 张爱华. 基于模糊聚类分析的图像分割技术研究[D]. 华中科技大学, 2004, 1872-1880.
- [15] Xu C, Pham D L, Prince J L. Image segmentation using deformable models[J]. Handbook of medical imaging. 2000, 2: 129-174.
- [16] Gao Liu X, Chen W. Phase-and gvf-based level set segmentation of ultrasonic breast tumors[J]. Journal of Applied Mathematics. 2012.
- [17] 陈志彬. 非参数变形模型结合模糊技术的 MRI 图像分割[D]. 大连理工大学, 2010.
- [18] 张石, 董建威, 余黎煌. 医学图像分割算法的评价方法[J]. 中国图象图形学报. 2009 (09).
- [19] J. kaye, D. N. Metaxas, F. P. Promiano, Jr. A three-dimensional virtual environment for modeling mechanical cardiopulmonary interactions[J]. Medical Image Analysis, 1998, 2 (2) :169- 195.
- [20] 张红颖. 医学图像配准算法. 研究: [硕士学位论文]. 天津: 天津大学, 2007.
- [21] 李谭. 多模态医学图像配准. 算法: [硕士学位论文]. 天津: 天津大学, 2007.
- [22] L.G. Brown. A survey of image registration techniques[J]. ACM Computing Surveys24, 1992: 326-376 .
- [23] Mark P. Wachowiak, Renata Smol, Yufeng Zheng. An Approach to Multimodal Biomedical Image Registration Utilizing Particle Swarm Optimization[J]. IEEE Transactions on Evolutionary Computation, 2004:8 (3) :289-301.
- [24] 冯林, 严亮, 黄德根等. PSO 和 Powell 混合算法在医学图像配准中的应用研究. 北京生物医学工程[J], 2005, 24 (1): 8-12.
- [25] 王凯. 多模态医学图像配准研究: [硕士学位论文]. 湖南: 中南大学, 2008.
- [26] R. He, P.A. Narayana. Global optimization of mutual information: application to three-dimensional

- retrospective registration of. magnetic resonance images[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2002,26:277-292.
- [27] 阳方林. 高配准率快速图像配准技术. 研究: [博士学位论文]. 山西: 中北大学. 2005.
- [28] 张锐娟. 图像配准理论及算法研究: [博士学位论文]. 陕西: 西安电子科技大学. 2009.
- [29] Maintz J, Vanden Elsen A, Viergever M. Comparison of feature-based matching of CT and MR brain images In: Ayache Ned. CVR Med Vol 905 of Lecture Notes in Computer Science, Berlin: Springer-Verlag, 1995:219-228.
- [30] Maurer CR, Fitzpatrick J. A review of medical image registration. In: Miciunas. Interactive Image Guided Neurosurgery. Parkridge, IL, AANS, 1993:17-44.
- [31] Vanden Elsen A, Po l E, Viergever. Medical image matching-a review with classification[J]. IEEE Trans BME, 1993, 12:26-39.
- [32] Antoine Maintz J B, Viergever Max A. A survey of medical image registration[J]. Medical Image Analysis. 1998, 2 (1) :1-37.
- [33] 陈贤巧. 基于特征的图像配准算法研究: [硕士学位论文]. 安徽: 中国科技大学. 2009.
- [34] W. Li H. Leung. A maximum likelihood approach for image registration using control point and intensity[J]. [41] IEEE transactions on Image Processing, 2004, 13 (8) :1115-1127.
- [35] R. Romero, R. Rodriguez-Asomoza, J. Alarcon-Aquino, et al. Multi-modal medical image registration based on non-rigid transformations and feature point extraction by using wavelets [C]. IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, 2004:763 -766.
- [36] 陈昱, 张远林. 医学图像配准的研究方法纵览. 北京生物医学工程[J]. 2000, 19 (2): 119-122.
- [37] Jay West, J. Michael Fitzpatrick, Matthew Y. Wang, et al. Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques [J]. Computer Assisted Tomography, 1997 (21) :554-566.
- [38] Brown LG A survey of image registration techniques[J]. ACM Computing Survey, 1992, 24: 325-376.
- [39] 卢振泰. 医学图像配准算法研究: [博士学位论文]. 广东: 南方医科大学. 2008.
- [40] C. A. Pelizzari, G. T. Y. Chen, D. R. Spelbring, et al. Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain [J]. Computer Assisted Tomography, 1989, 13:20-26.
- [41] 隋美蓉. 医学图像配准方法及其应用. 临床医学工程[J]. 2009, 16 (5): 96-97.
- [42] 罗述谦, 吕维雪. 医学图像配准技术. 国外医学生物医学工程分册. 1999, 22 (1): 1-7.
- [43] Zhang Jie. Medical Image Registration and Fusion[D]. Chengdu: University of Electronic Science & Technology, 2004.
- [44] Collignon A, Maes F, Delaere D, et al. Automated multi-modality image registration based on information theory[J]. In: Bizais Y, Barillot C, Di Paola Reds. Information Processing in Medical Imaging. 1995. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 1995:263-274.
- [45] Viola P, Wells WM. Alignment by Maximization of mutual information. In: Grimson E, Shafer S, Blake A, Sugihara Keds. International Conference on computer Vision. 1995. Los Alamitos, CA: IEEE Computer Science Press, 1995:16-23.
- [46] 陈晓燕. 互信息方法在医学图像配准中的应用: [硕士学位论文]. 浙江: 东南大学. 2003.
- [47] Xuesong Lu Su Zhang He Su et al. Mutual information-based multi-modal image registration using a novel joint histogram estimation [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2008(32) : 202-209.
- [48] Hu Shun bo, Liu Chang chun. Medical image registration based on mutual information and mutual edge

- distance [J]. Computer Engineering and Application, 2008, 44 (6) :36-38.
- [49] 陈显毅, 周开利. 医学图像配准常用方法与分类. 信息技术. 2008 (7): 17-19.
- [50] 强赞霞, 彭嘉雄, 王洪群. 基于傅里叶变换的遥感图像配准方法[J]. 红外与激光工程. 2004, 33 (4): 385-387.
- [51] B. Reddy and B. Chatter ji. An FFT-Based Technique for Translation, Rotation and Scale-Invariant Image Registration[J]. IEEE Transactions on Image Processing. 1996 (5) :1266-1271.
- [52] 刘斌, 彭嘉雄. 图像配准的小波分解方法[J]. 计算机辅助设计与图形学学报. 2003, 15 (9): 1070-1073.
- [53] 张倩, 杨静, 贾丁丁. 基于小波变换和混合优化算法的图像配准[J]. 计算机工程, 2008, 34 (7): 189-190.
- [54] 周亚平. 图像配准技术研究: [硕士学位论文]. 陕西: 西安电子科技大学. 2008.
- [55] 罗述谦, 李响. 基于最大互信息的多模医学图像配准[J]. 中国图象图形学报. 2000,5 (7): 551-558.
- [56] 陈宝林. 最优化理论与算法[M]. 第二版. 北京: 清华大学出版社, 2005.
- [57] STEVE B, LOIS C M, JORGE JM, et al. Users mannal. Mathematics and computer science division, AN/MCS-TM-242 revision 1.5[R]. [S.I]: [s.n.], 2003.
- [58] Arlene A Cole Rhodes, Kisha L Johnson, Jacqueline LeMoigne, et al. Multi- resolution registration of remotesensing imagery by optimization of mutual information using a stochastic gradient[J], IEEE Transactions on Image Processing, 2003, 12 (12) :1495-1511.
- [59] 谢晓锋, 杨之廉等. 微粒群算法综述[J]. 控制与决策, 2003, 18 (2): 129-130.
- [60] Eberhart R, Kennedy J, A new optimizer using particle swarm theory, Proc 6th Int Symposium on Micro Machine and Human Science, Nagoya, 995:39-43.
- [61] 王进, 季薇, 郑宝玉. 粒子种群优化 (PSO) 算法的性能研究. 南京邮电学院学报, 2005, 25 (4): 25-31.
- [62] 聂生东, 邱建峰, 郑建立. 医学图像处理[M]. 上海: 复旦大学出版社, 2010.
- [63] 钱宗才, 吴锋, 石明国, 杭治时. 医学图像配准方法分类[J]. 医学影像图像处理, 2000, 13 (11): 598-599.
- [64] 周永新, 罗述谦. 基于形状特征点最大互信息的医学图像配准[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2002, 14 (7): 654-658.
- [65] 陈显毅. 图像配准技术及其 MATLAB 编程实现[M]. 北京: 电子工业出版社. 2009.
- [66] 张美多. 医学图像可视化技术研究. 西安电子科技大学, 2007.
- [67] 李爱玲. 三维医学图像可视化的研究与实现. 大连理工大学, 2006.
- [68] 陈家新. 医学图像处理及三维重建技术研究. 北京: 科学出版社, 2010.
- [69] 黄绍辉, 王博亮, 黄晓阳. 基于表面与基于体素的医学图像三维重建方法研究[J]. 厦门大学学报 (自然科学版). 2002, 41 (6): 744-746.
- [70] 王跃华. 基于超声图像序列的三维重建于可视化技术研究. 中北大学, 2006.
- [71] 王强. 医学图像可视化及三维重建研究. 北京交通大学硕士学位论文. 2004, 3-4.
- [72] 罗立民, 舒华忠, 於文雪, 鲍旭东. 仿真影像学技术. 北京: 科学出版社, 2008.
- [73] Lorensen W.E., Cline H.E., Marching Cubes:A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. Computer Grsphics, 21(4), 1987:163-169.
- [74] Durst M. J., Letters: Additional Reference to "Marching Cubes". Computer Graphics, 22(2), 1988.
- [75] 管伟光. 体视化技术及其应用. 第一版. 北京: 电子工业出版社. 1998.

- [76] Nielson G., Hamann B. The Asymptotic Decider: Resolving the Ambiguity in Marching Cube. Visualization, 91,1991:83-91.
- [77] 王弢. 医学图像可视化及三维重建研究. 北京交通大学, 2004.
- [78] 徐森华. 三维重建算法研究和软件系统实现. 中国科学技术大学, 2004.
- [79] Cline H E, Lorensen W E, Ludke S. Two algorithms for three-dimensional reconstruction of tomograms. Medical Physics.1988,15 (3) .
- [80] 张敬敏, 蒋力培, 邓双成. 医学图像三维可视化技术研究[J]. 中国医学影像技术, 2004, 7: 1129-1132.
- [81] Doi A.Koide A.An Efficient Method of Triangulating Equi Valued Surfaces by Using Tetrahedral Cells.IEICE Transactions, E74(1),1991:214-224.
- [82] 秦绪佳. 医学图像三维重建及可视化技术研究. 大连理工大学, 2001.
- [83] 陈为. 短径癌症放射治疗中的医学可视化技术研究. 浙江大学, 2002.
- [84] M. Levoy. Volume Rendering by Adaptive Refinement.The Visual Computer. 1990: 6(1).
- [85] LEVOY M. Display of surfaces from volume data [J].IEEE Computer Graphics and Applications, 1988, 8(3): 29-37.
- [86] 胡英, 徐心和. 基于光线相关性的快速投射算法[J]. 中国图象图形学报. 2004, 9 (2): 234-240.
- [87] ZHANG Mei-duo, GUO Bao-long. The study of medical visualization technology based on the least redundancy strategy [J]. Computer Engineering and Applications, 2006, 42(3): 43-45.
- [88] F.Klein, O.Kubler. A Prebuffer. Algorithm for Instant Display of Volume Data. In Proceedings of SPIE (Architectures and Algorithms for Digital Image Processing volume 596, P.54-58, 1985.
- [89] G.G.Cameron, P.E.Undrill. Rendering volumetric medical image data on a SIMD architecture computer. Proceedings of the third Eurographics Workshop on Rendering, p 135-145, Bristol. U K. 1992.
- [90] P. Lacroute and M. Levoy. Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation, Proceedings of ACM SIGGRAPH: 451-457, 1994.
- [91] 马喜妹. .Shear-Warp 体绘制算法研究. 天津大学电气与自动化工程学院. 2006.
- [92] 樊鹏. 医学图像可视化关键技术研究. 西安电子科技大学, 2008.
- [93] Lee CY. An algorithm for path connections and its applications[J]. IRE Trans on Electronic and Computers, 1961; 10(3): 346-365.
- [94] Elliot Fishman K M D. Three-Dimensional Imaging: Current Applications in Clinical Practice. SIGGRAPH 1994. Course Notes 24, 1994.